

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

**Návrh metodiky měření a zpracování rozložení teploty povrchu
lidského těla pomocí IR kamery**

Design Methodology for Measuring and Processing the Surface
Temperature Distribution of the Human Body using Infrared Cameras

VŠB - Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Alena Pavelková**
Studijní program: N2649 Elektrotechnika
Studijní obor: 3901T009 Biomedicínské inženýrství
Téma: **Návrh metodiky měření a zpracování rozložení teploty povrchu lidského těla pomocí IR kamery**
Design Methodology for Measuring and Processing the Surface Temperature Distribution of the Human Body using Infrared Cameras

Zásady pro vypracování:

Cílem práce je specifikace možností použití IR kamer v lékařství a možnosti úpravy nasnímaného obrazu pro měření teploty povrchu lidského těla.

1. Popište rozložení teploty lidského těla z hlediska jeho polohy, zatížení, ochlazování, ..
2. Specifikujte vlastnosti současných IR kamer. Rozlišovací schopnost, vlastnosti optiky,
3. Uveďte možnosti úpravy nasnímaných obrazů a jejich vyhodnocení (barvy, škály,..)
4. Popište možnosti diagnostiky na základě rozložení teploty těla.
5. Zpracujte nasnímané obrazy z IR kamer pomocí PC.
6. Proveďte vyhodnocení rozložení teploty nasnímaného záznamu části lidského těla na základě vyhodnocení obrazu.

Seznam doporučené odborné literatury:

1. SVATOŠ, J. *Zobrazovací systémy v lékařství*. Vyd. 2. Praha: ČVUT, 1998. 224 s. ISBN 80-01-01873-3.
2. DVORÁK, D. *Vybrané kapitoly z teoretické fyziky*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2003. 68 s. ISBN 80-7042-877-5, 978-80-7042-877-1.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí diplomové práce: **Ing. Richard Velička, Ph.D.**

Datum zadání: 18.11.2011

Datum odevzdání: 04.05.2012

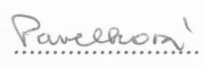
doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.
děkan fakulty

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.



Alena Pavelková

Ve Frýdku-Místku dne 30.4. 2012

Datum odevzdání diplomové práce: 4. 5. 2012

Poděkování

Ráda bych poděkovala panu Ing. Richardu Veličkovi Ph.D, vedoucímu mé diplomové práce, za čas, který věnoval konzultacím, odbornému vedení a poskytování cenných rad, které posloužily k řešení dané problematiky.

Abstrakt

Tato diplomová práce se zabývá využitím termografie ve zdravotnictví. Nejprve jsou zde popsány fyzikální vlastnosti infračerveného záření a možnosti jeho detekce a snímání. Práce uvádí přehled používaných detektorů infračerveného záření a popisuje základní vlastnosti termovizních přístrojů. Dále se zabývá metodikou termografického vyšetření pro posouzení rozložení teploty na povrchu lidského těla a možnosti diagnostiky patologických jevů na základě analýzy termogramů. V praktické části je realizován program, v grafickém prostředí GUI v programu Matlab R2010b, který převádí získané hodnoty teplot do barevného spektra a vytvoří tak teplotní reliéf lidského těla.

Klíčová slova: infračervené záření, lékařská termografie, emisivita, detektory, mikrobolometr, termografické kamery, termovize, rozložení teploty, termogram, Matlab.

Abstract

This thesis deals with the using thermography in medicine. First, there are described the physical properties of infrared radiation and the possibility of detection and scanning. The paper presents an overview of the infrared detectors and describes the basic characteristics of thermal imaging devices. It also deals with the methodology of thermal analysis for the assessment of temperature distribution on the surface of the human body and the possibility of pathological diagnosis based on the analysis of thermograms. In the practical part, the realized program is implemented in the graphical interface GUI in Matlab R2010b. The program converts obtained temperature values in the color spectrum and creates a thermal relief of the human body.

Keyword: infrared radiation, medical thermography, emissivity, detectors, microbolometer, thermographic camera, thermovision, temperature distribution, thermogram, Matlab.

Seznam použitých symbolů a zkratek

IR	infračervené záření
Hz	Hertz
m	metr
mm	milimetr
μm	mikrometr
nm	nanometr
eV	elektronvolt
NIR	<i>near infrared</i> blízké infračervené záření
SWIR	<i>short wave</i> krátkovlnné infračervené záření
MWIR	<i>medium wave</i> středně dlouhé infračervené záření
LWIR	<i>long wave</i> dlouhovlnné infračervené záření
FIR	<i>far</i> daleké infračervené záření
AČT	absolutně černé těleso
CCD	Charge-coupled device
USB	Universal seriál bus
RS 232	Standartní sériový port
K	Kelvin

Obsah

1	Úvod	1
2	Elektromagnetické záření	2
2.1	Infračervené záření	2
2.2	Vlastnosti IR záření	3
2.3	Absolutně černé těleso a vyzařovací zákony	4
3	Termografické kamery	8
3.1	Optická soustava.....	9
3.2	Detektory infračerveného záření	10
3.2.1	Kvantové detektory (chlazené).....	11
3.2.2	Princip funkce kvantových detektorů	12
3.2.3	Tepelné detektory (nechlazené).....	12
3.2.4	Mikrobolometr.....	13
3.2.5	Pyrovidikon	15
4	Rozložení teploty lidského těla	17
4.1	Emisivita pokožky	18
5	Lékařská termografie.....	20
5.1	Onkologie	20
5.2	Revmatologie.....	21
5.3	Endokrinologie	22
5.4	Další oblasti využití termografie v lékařství.....	22
5.5	Kontaktní termografie	22
5.5.1	Nátěrová kontaktní termografie.....	23
5.5.2	Desková kontaktní termografie.....	24
5.6	Bezkontaktní termografie	24
6	Termogram	25
6.1	Diagnostika na základě termogramu	26
7	Technika termografického měření.....	29
7.1	Emisivita.....	29
7.2	Vzdálenost od objektu	29
7.3	Relativní vlhkost vzduchu	29
7.4	Okolní teplota	30
7.5	Ověření vlivů okolního prostředí na emisivitu pokožky	31

8	Návrh optimálního postupu termografického vyšetření	34
8.1	Péče o pacienta	34
8.2	Vyšetřovací místnost	34
9	Funkce a popis realizovaného programu v prostředí Matlab.....	35
9.1	Výběr dat	35
9.2	Změna rozsahu barevné osy	36
9.3	Panel "Nástroje"	37
9.3.1	Měření vzdálenosti dvou bodů	38
9.4	Typ grafu	39
9.5	Paleta barev	43
10	Vyhodnocení termogramů	45
11	Závěr.....	46
	Použitá literatura.....	48
	Seznam příloh.....	50

1 Úvod

Změna teploty těla, ať již celková nebo místní, byla od nepaměti považována za příznak onemocnění. Svědčí o tom např. citát významného starořeckého lékaře Hippokrata: *“Je-li určitá část teplejší nebo naopak chladnější než okolní části lidského těla, je třeba hledat sídlo nemoci v tomto místě”*. Zpočátku jen srovnávací metoda byla objektivizována od poloviny 17. století zavedením termometrie a je dodnes jednou ze základních vyšetřovacích metod. Díky technologickému pokroku se na trhu objevují nové snímače teploty, využívající moderní snímací principy. K nim patří infračervené snímače teploty. Jedná se o bezkontaktní způsob měření teploty, který je šetrný vůči pacientovi a navíc umožňuje dynamické sledování změn teploty daného povrchu a jeho vyhodnocení v reálném čase.

Cílem této diplomové práce je přiblížit využití infračerveného záření v lékařství. Lidské tělo je zdrojem takového záření a dá se tedy využít v oblasti diagnostiky nemocí a chorob. Jedná se o termografické vyšetření infračervenou kamerou, která je schopna plošně zobrazit rozložení teploty na povrchu těla. Tato metoda je mnohdy schopna prokázat různorodé příznaky nemocného organismu, zejména zánětlivá onemocnění, nádorová ložiska, opotřebením pohybového aparátu atd.

Teoretická část je věnována studiu infračerveného záření, jeho typům a jednotlivým vlnovým délkám a energiím. Dále jsou zde popsány přístroje, kterými lze IR záření zaznamenat a zviditelnit pro lidské oko, tedy termografické kamery, jejich základní vlastnosti, požadavky na konstrukci, použité materiály v optické části kamery. Neposlední řadě jsou zde popsány funkční principy a nejčastěji používané snímače a detektory. Jak už bylo řečeno, lidské tělo je zdrojem infračerveného záření a tak je zde i kapitola zabývající se rozložením teploty na povrchu těla a emisivitě pokožky. Z vyzařovacích zákonů je zřejmé, že teplotní reliéf těla je ovlivněn i okolními parametry atmosféry, které ovlivňují výslednou snímanou scénu. Jedním s cílem práce je navržení postupu snímání teplotního rozložení tak, aby došlo k eliminaci těchto vnějších vlivů. Jsou zde uvedeny možnosti využití termografie v medicínských oblastech a možnosti diagnostiky na základě termografických obrázků.

V praktické části bylo provedeno měření a snímání termosnímků pomocí termovizní kamery FLIR a byl vytvořen program v prostředí MATLAB na zpracování těchto snímků. Tento program by měl sloužit jako ukázka diagnostických možností ze získaných termogramů.

2 Elektromagnetické záření

Elektromagnetické záření (elektromagnetické vlny) je kombinace příčného postupného vlnění magnetického a elektrického pole tedy elektromagnetického pole. V každém místě prostoru, kde se vlnění nachází, se periodicky mění velikost vektoru intenzity elektrického pole a magnetické indukce, přičemž tyto vektory jsou na sebe kolmé. Jakýkoliv elektrický náboj pohybující se s nenulovým zrychlením vyzařuje elektromagnetické vlnění. I na elektromagnetické záření se dá nahlížet jako na vlnu nebo proud částic. Jako vlnu je charakterizuje rychlost šíření (rovná rychlosti světla ve vakuu), vlnová délka a frekvence, částicí elektromagnetického vlnění je foton. [5]



Obrázek 1 Spektrum elektromagnetického záření

2.1 Infračervené záření

Infračervené záření (zkráceně IR) je elektromagnetické záření s vlnovou délkou větší než viditelné světlo, ale menší než mikrovlnné záření. Jedná se o záření s vlnovou délkou mezi 760 nm a 1 mm, resp. energii fotonů mezi 0,0012 a 1,63 eV. Zdrojem je každé těleso, které má teplotu vyšší než je absolutní nula, např. sklářské a vysoké pece, oblouková lampa, rtuťová křemenná výbojka a žárovka s wolframovým vláknem. [5]

Zdrojem infračerveného záření jsou tělesa zahřátá na vyšší teplotu. Při pohlcování infračerveného záření probíhá tepelná výměna a ozářené těleso se zahřívá např. u infrazářiče topné

těleso hřeje, ale nesvítí. Původem IR záření jsou změny elektromagnetického pole vyvolané pohybem molekul. Pohyb molekul je způsoben vnitřní energií – závisí na teplotě. Z toho plyne, že tělesa zahřátá na vyšší teplotu jsou původcem silnějšího IR záření. [5, 16, 18]

Charakteristické vlastnosti:

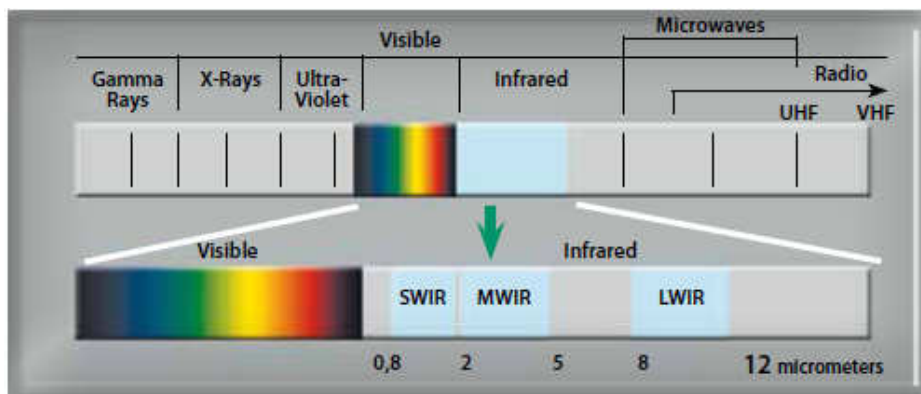
- není viditelné okem
- využívá se v dálkových ovladačích, protože neruší signál – nachází se v jiné části spektra a zároveň ho nevímáme
- proniká mlhou a znečištěným ovzduším → infralokátory
- pomocí vhodných přístrojů jej lze zachytit → brýle pro noční vidění, funkce videokamer pro noční natáčení, termovize
- při pohlcování IR záření probíhá tepelná výměna – energie elektromagnetického vlnění se mění na vnitřní energii pohlcujícího tělesa → infrazářiče

Infračervené záření se dále dělí na jednotlivá pásma. Toto dělení ovšem není jednoznačně dané. Jedno schéma je například toto:

- blízké (*near*) infračervené záření neboli NIR.
- IR-A : vlnová délka 0,76–1,4 μm . V tomto pásmu jen málo paprsků slunečního spektra projde parami v zemském ovzduší a jen málo jsou absorbovány vodou.
- IR krátké vlnové délky (*short wave*) neboli SWIR
- IR-B : vlnová délka 1,4–3 μm . Toto pásmo se téměř úplně pohltí vodou, prochází sklem i zemskou atmosférou.
- IR střední vlnové délky (*medium wave*) neboli MWIR
- IR-C : vlnová délka 3–8 μm .
- IR dlouhé vlnové délky (*long wave*) neboli LWIR
IR s vlnovou délkou 8–15 μm .
- dlouhé (*far*) infračervené záření neboli FIR
IR s vlnovou délkou 15–1000 μm . [9,18]

2.2 Vlastnosti IR záření

Infračervené paprsky mají některé vlastnosti podobné jako viditelné světlo a jiné zase rozdílné. Látky, které jsou dobře propustné pro viditelné světlo mohou částečně nebo zcela infračervené paprsky pohlcovat (např. obyčejné sklo, které dobře propouští elektromagnetické záření s vlnovou délkou do 2,5 μm , delší vlnová délka ale už neprojde). Dále voda také intenzivně pohlcuje IR záření o vlnových délkách větších než 1,5 μm . Naopak existují také materiály, které dobře propouští IR záření, ale absorbují viditelné světlo např. germanium, ebonit.



Obrázek 2 Rozdělí infračervené oblasti [6]

Podíl zářivého toku odraženého a dopadajícího záření je závislý na vlnové délce, úhlu dopadu a polarizaci zářivého toku. Činitel odrazu nabývá rozdílných hodnot pro různé látky a biologické tkáně.

Rozptylem záření se uvažuje změna šíření zářivé energie po dopadu na rozhraní dvou prostředí. Infračervené záření se rozptyluje méně v porovnání s viditelným světlem, což je dáno delší vlnovou délkou a vysvětlení vychází z Rayleighova zákona :

$$I_R = \frac{A}{\lambda^4} \quad (1)$$

kde A - koeficient závislý na teplotě a tlaku vzduchu;

λ - vlnová délka záření. [2]

Infračerveného záření z přirozených nebo umělých zdrojů se dnes využívá v řadě oborů lidské činnosti. K sušení, vytápění a ohřevu, v infračervené spektroskopii, ve vojenské technice k navádění raket nebo u přístrojů pro noční vidění, infrafotografii, optoelektronice, lékařství, pyrometrii, u laserové techniky. (Lasery mohou emitovat záření o různých vlnových délkách od oblasti X-paprsků přes ultrafialové a viditelné pásmo až k vlnovým délkám v infračervené oblasti.)

2.3 Absolutně černé těleso a vyzářovací zákony

Absolutně černé těleso je to takové myšlené ideální těleso, které pohltí veškeré dopadající záření (všechny vlnové délky) a má absolutně černý povrch. Absolutně černé těleso je současně ideální zářič, ze všech možných těles o stejné teplotě vysílá největší možné množství zářivé energie. Celkové množství energie, které se vyzáří z povrchu absolutně černého tělesa za jednotku času a rozložení intenzity záření podle vlnových délek závisí jen na jeho teplotě. AČT má pohltivost $\alpha = 1$, kdežto pohltivost všech prvků v přírodě je vždy menší než 1. Schopnost tělesa vysílat elektromagnetické záření úzce souvisí s jeho schopností pohlcovat záření, protože těleso při konstantní

teplotě je v termodynamické rovnováze se svým okolím, tedy získává pohlcováním energie od okolí stejné množství energie, jako do okolí vysílá.

Absolutně černé těleso je možno aproximovat dutým tělesem s velmi malým otvorem. Všechno záření, které vniká do dutiny, zůstává v dutině a postupně je stěnami dutiny pohlcené. Stěny dutiny neustále vysílají a pohlcují záření. Záření, které z dutiny uniká přes malý otvor má vlastnosti blížící se záření absolutně černého tělesa. Experimentálně se zjistilo, že množství vyzářené energie závisí na teplotě a je tím větší, čím je teplota tělesa vyšší. Vysílané záření obsahuje elektromagnetické vlny různé vlnové délky a experimentálně se zjistilo, že množství energie záření s jistou vlnovou délkou se též mění.

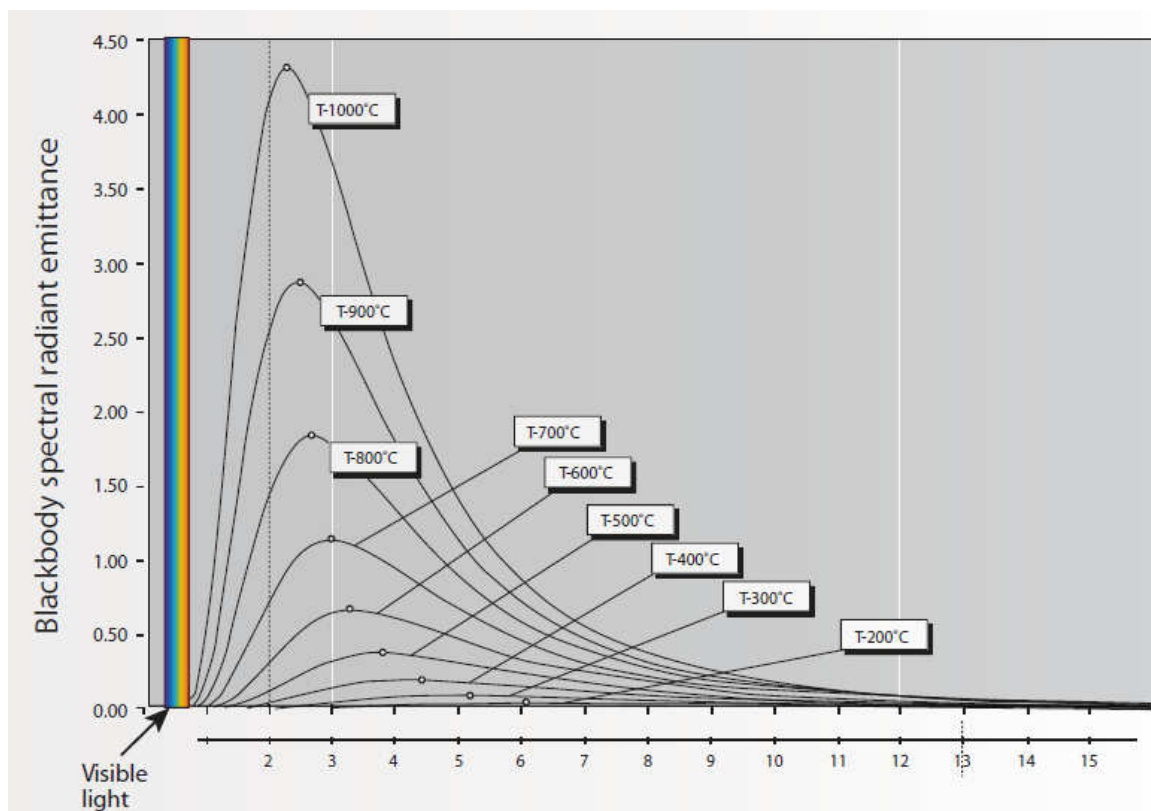
Množství vysílané energie se hodnotí pomocí spektrální hustoty záření $I(\lambda)$, definované jako množství energie připadající na jednotkový interval vlnové délky. Pro všechny velikosti vlnové délky klesá k nule. Tzv. **Wienův posunovací zákon** udává vlnovou délku, na které je při dané teplotě T vyzařována maximální energie. Součin vlnové délky, na kterou připadá maximální intenzity vyzařování černého tělesa při termodynamické teplotě T , a této teploty je konstantní.

$$\lambda_{max} = \frac{b}{T}, \quad (2)$$

kde λ_{max} je vlnová délka maxima vyzařování,

T je teplota tělesa

b je tzv. Wienova konstanta, jejíž hodnota je přibližně $b = 2,898 \text{ mm} \cdot \text{K}$.



Obrázek 3 Grafické znázornění Planckova vyzařovacího zákona pro AČT

Tyto křivky ukazují spektrální hustotu záření v závislosti na frekvenci a teplotě, kde T je absolutní teplota AČT měřená v Kelvinech. Křivka spektrální hustoty má maximum, které se s rostoucí teplotou posunuje ke kratším vlnovým délkám a stává se ostřejší. Při nízké teplotě leží maximum spektrální zářivosti v oblasti dlouhých vlnových délek a těleso vysílá převážně infračervené paprsky. Při dalším vzrůstu teploty se maximum posouvá ke stále kratším vlnovým délkám, což se subjektivně projeví tím, že těleso se jeví stále bělejší. Lze zjistit, že objekt např. při 30°C má maximální spektrální výkonovou hustotu na $10\mu\text{m}$, zatímco objekt při 1000°C má maximum na $2.3\mu\text{m}$. S rostoucí teplotou se zkracují vyzařované vlnové délky, tedy hodně teplá tělesa mohou mít značnou část záření ve viditelném spektru. [6]

Planckův vyzařovací zákon udává závislost intenzity záření I absolutně černého tělesa na frekvenci f .

$$dI = \frac{h}{\pi^2 c^2} \frac{\omega^3}{e^{\frac{h\omega}{kT}} - 1} d\omega, \quad (3)$$

kde

ω je úhlová frekvence záření,

I je intenzita záření,

T je teplota absolutně černého tělesa,

h je redukovaná Planckova konstanta,

c je rychlost světla ve vakuu

k je Boltzmannova konstanta.

S klesající se teplotou se vrchol křivky stěhuje do nižších intenzit a delších vlnových délek.

Stefanův-Boltzmannův zákon publikovaný roku 1879 Ludwigem Boltzmannem a Josefem Stefanem popisuje celkovou intenzitu záření absolutně černého tělesa. Tento zákon říká, že intenzita vyzařování roste se čtvrtou mocninou termodynamické teploty zářícího tělesa.

$$I = \sigma T^4, \quad (4)$$

kde I je celková intenzita záření (podíl výkonu a plochy) [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$]

$\sigma = 5,6704 \cdot 10^{-8}$ je Stefan - Boltzmannova konstanta [$\text{W} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{K}^{-4}$]

T je termodynamická teplota [K].

3 Termografické kamery

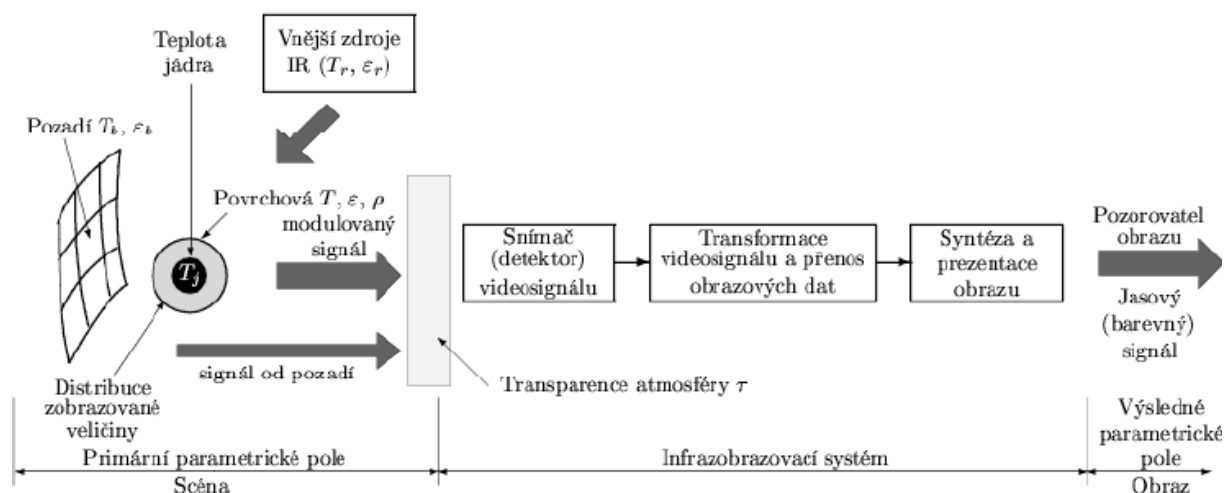
Konstrukce takovýchto systémů je podobná digitálním videokamerám. Hlavními součástmi jsou objektiv, senzor infračerveného záření, další elektronika pro zpracování a zobrazení snímané scény. Termografická kamera může využívat bodového, lineárního či maticového senzoru tepelného záření. Při použití bodových a lineárních senzorů je nutné provádět mechanický rozklad obrazu pomocí soustavy rotujících optických prvků (zrcadel apod.). Starší termografické kamery, které takto fungovaly, byly konstrukčně velmi náročné a proto velmi drahé, jejich optická soustava se vždy skládala z desítek prvků.

Dnes se pro lékařskou termografii bez výjimek používá maticových senzorů, a to kvantových s termoelektrickým chlazením či nechlazených bolometrických. Neznámé vlastnosti optické soustavy a senzoru záření lze kompenzovat vhodnou kalibrací. Vliv jiných vyzařujících těles lze v klinickém prostředí dobře minimalizovat. Je vhodné snímat v takovém směru od objektu, v němž předpokládáme jeho největší vyzařování. Termokamera bývá vybavena objektivem s pevnou ohniskovou vzdáleností, nejčastěji 50 mm. Tyto objektivy se vyznačují malým počtem optických prvků a proto velkou světelností. Volba velikosti snímané plochy se provádí přesunem kamery do vhodné vzdálenosti od objektu, proto se umísťuje na stativ. Zaostřování je automatické. Teplotní rozlišení moderních termokamer je řádově 0,1 až 0,01 °C, měřicí rozsah je většinou částí intervalu 20 až 50 °C. Zobrazovací frekvence se pohybuje v širokém rozsahu až do 30 Hz u nejrychlejších kamer, některé však umožňují snímat pouze jeden obraz za několik sekund. Frekvence je omezena časovou konstantou snímače a závisí na rychlosti zpracování obrazu. Používají se 16-bitové a 24-bitové A/D převodníky. Prostorové rozlišení kamer dosahuje při nejmenší možné vzdálenosti od objektu až desetin milimetru. Jelikož kvantové detektory jsou více závislé na spektru dopadajícího záření, bývá jejich měřicí rozsah menší, než je tomu u kamer s tepelnými senzory.



Obrázek 4 Termografická kamera s vyhodnocovacím softwarem

Nejčastěji se používají termočláňkové baterie, bolometry a pyroelektrické detektory. Termočláňková baterie je skupina do série řazených termočláňků, u nichž dochází vlivem termoelektrického jevu ke vzniku napětí na spojení dvou různých materiálů. Bolometry využívají změny elektrického odporu se změnou teploty materiálu. Pyroelektrické detektory jsou založeny na změně spontánní elektrické polarizace při změně teploty. Rozlišení může být v rozsahu 160 x 120 až 1024 x 1024 pixelů. Některé IR kamery mají zabudovaný i software, který umožňuje zaměřit se na konkrétní oblasti a vypočítat teplotu přímo, jiné kamery využívají počítače se specializovaným softwarem, pomocí kterého se následně provádí teplotní analýza. V obou případech lze dosáhnout přesnosti i lepší než $\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$.



Obrázek 5 Obecné schéma IR zobrazovacích systémů

Signálový radiační tok detekovaný termokamerou je determinován jednak tokem od vlastního snímaného objektu, jednak tokem od pozadí a vnějších radiačních zdrojů (obr. 4). Situace je navíc komplikována skutečností, že detekovaný IR zářivý tok je ovlivněn teplotou a transparentností atmosféry, ochlazováním objektů prouděním vzduchu a u obecných zdrojů (objektů ve scéně) i směrovostí jejich vyzařování. Také tvorba povrchového teplotního reliéfu je ovlivněna skladbou snímaného objektu a existencí vnitřních zdrojů tepelné energie. Je proto nutné rozdělit parametry ovlivňující snímanou scénu na tzv. vnitřní a vnější faktory generace a detekce povrchového teplotního reliéfu. [9,10,18]

3.1 Optická soustava

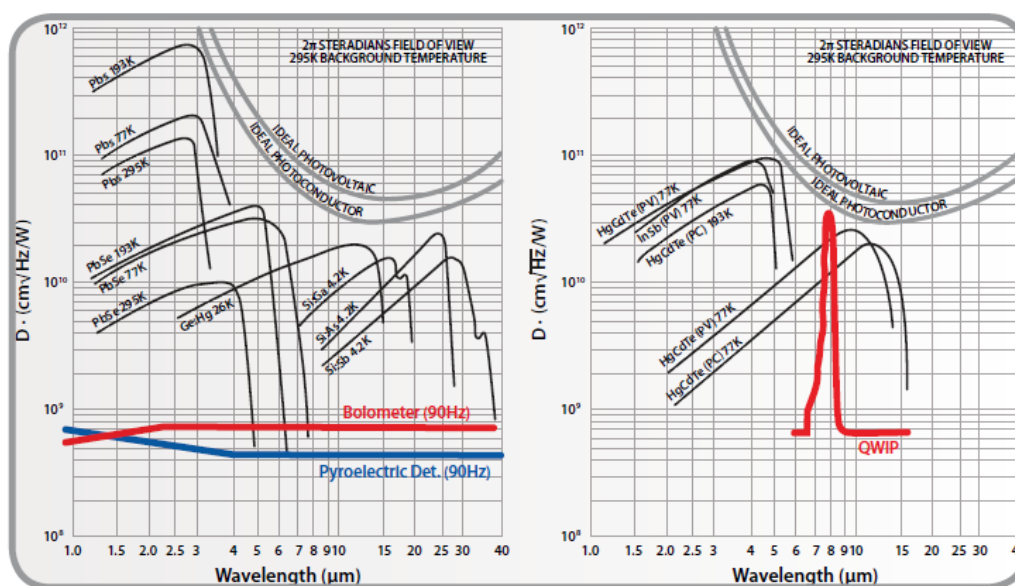
Vzhledem k tomu, že IR záření má podobné vlastnosti jako viditelné světlo, např. platí stejné zákonitosti pro odraz a lom světla, jsou IR kamery navrženy podobně jako obyčejné digitální fotoaparáty. Přesto druhy skla používaného v optice pro viditelné světlo nelze použít pro optiku v infračervené oblasti, protože takovéto sklo není kvalitním přenašečem IR záření. Naopak materiály

transparentní pro IR jsou často neprůhledné pro viditelné světlo (nepropustí ho). Čočky používané v IR kamerách jsou vyráběny z křemíku Si a germania Ge, kde se příměs křemíku používá pro střední vlnové délky IR spektra a germanium pro dlouhé vlnové délky, konkrétně pro oblast 3 až 6 μm se používá křemíková optika, pro delší vlnové délky pak germanium nebo silvín (do 25 μm). Dále jsou opatřeny antireflexní vrstvou, mají dobré mechanické vlastnosti tj. nedají se lehce poškodit, nehygroskopické (tzn. nepohlcují vzdušnou vlhkost). Při správné konstrukci mohou přenášet až 100% dopadajícího záření. [6]

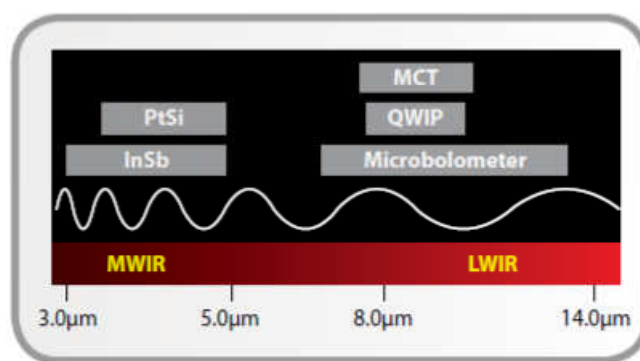
Podobně jako u objektivu pro viditelné spektrum se i u IR objektivů projevuje tzv. barevná vada polohy, což znamená, že v určité poloze obrazové roviny je obraz ostrý jen pro určitou vlnovou délku a pro ostatní vlnové délky je neostrý. Dále se také projevuje barevná vada zvětšení, tj. zobrazovaný objekt nemá na různých vlnových délkách stejné zvětšení. [2]

3.2 Detektory infračerveného záření

Podle technologie se detektory dělí do dvou základních kategorií - chlazené a nechlazené (tzv. Cooled a Uncooled). Dalším způsobem dělení je například tepelné a kvantové. Běžným zástupcem tepelného senzoru je nechlazený mikrobolometr z kovu nebo polovodičového materiálu, který má poměrně nízké výrobní náklady než kvantové, ale projevují se pomalejší odezvou a nižší citlivostí. Kvantové detektory jsou vyrobeny z materiálů jako jsou např. InSb, InGaAs, PtSi, HgCdTe a dále vícevrstvé GaAs / AlGaAs. Jsou citlivější a rychlejší než tepelné senzory, ale vyžadují chlazení, v některých případech i kapalným dusíkem. Obvykle jsou IR kamery navrženy a kalibrovány na specifický úsek infračerveného spektra. To znamená, že optika a především detektor musí být vybírán tak, aby byl v požadovaném rozsahu co nejcitlivější viz. obrázek 6 a 7. [6]



Obrázek 6 Citlivost různých materiálů na vlnové délky IR spektra [6]



Obrázek 7 materiály a citlivost na vlnové délky

3.2.1 Kvantové detektory (chlazené)

Pro náročnější aplikace jsou výhodnější a také používanější kvantové detektory, které fungují na základě vnitřního fotoelektrického jevu. Jsou vyrobeny z materiálů, které absorbují fotony dopadajícího záření, což vyvolá přechod elektronu do vyššího energetického stavu a tím dojde ke změně elektrických vlastností materiálu, např. vodivosti, kapacity, napětí atd. Absorpce fotonu je spojena s určitým kvantovým jevem, jako například fotoelektrickou emisí elektronu z povrchu, nebo přechodem elektronu mezi kvantovými stavy v polovodičích. Výstupní signál detektoru tak závisí na počtu absorbovaných fotonů a nezávisí přímo na jejich energii. Kvantové detektory jsou nejčastěji rozdělovány na fotokonduktivní, fotovoltaiické a fotoemisivní. [6]

Činnost fotokonduktivních detektorů je založena na generování nosičů elektrického náboje. Tyto nosiče mění vodivost materiálu detektoru. Fotokonduktivní detektory vyžadují vložené napětí. Změna vodivosti se detekuje změnou procházejícího proudu elektrickým obvodem.

U fotovoltaiických detektorů je IR záření absorbováno v p-n přechodu polovodiče, kde poté dochází k rozdělení vytvořených párů elektron-díra. Vzniká elektrické napětí, které je úměrné počtu absorbovaných fotonů.

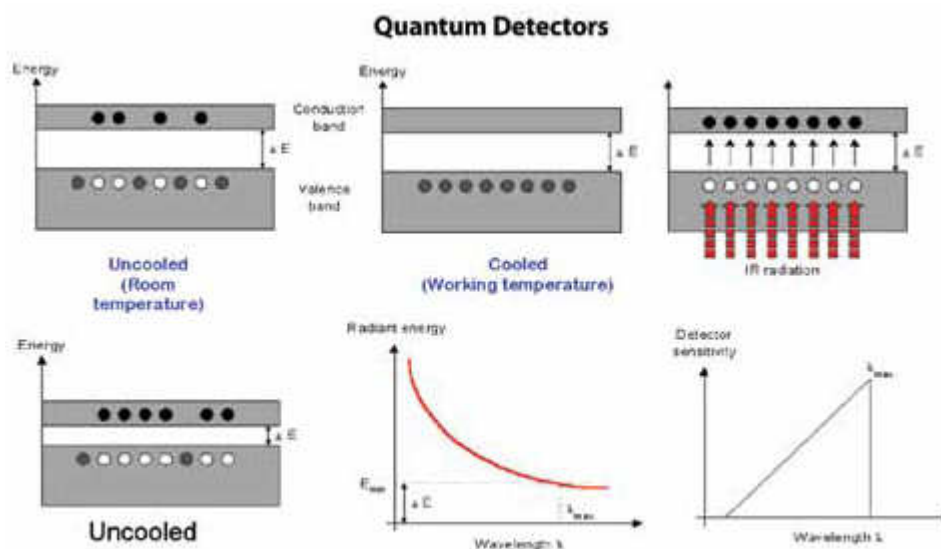
U fotoemisivních detektorů je absorpce dopadajících IR fotonů provázena uvolněním elektronu z povrchu katody umístěném ve vakuu. Elektrony jsou poté urychlovány směrem k anodě, čímž vzniká elektrický proud.

Kvantové detektory je nutno chladit, ale díky tomuto chlazení jsou zvláště citlivé na dopadající IR záření a jsou schopné rychle reagovat na změny teploty (časová konstanta 1 μ s). Proto je výhodné jejich použití při snímání dynamických změn teplotního rozložení měřeného objektu. Ale je nutné zvolit správný materiál, protože každý bývá citlivější na jiné vlnové délky IR spektra viz. předchozí obrázek. [6]

3.2.2 Princip funkce kvantových detektorů

V materiálech používaných pro kvantové detektory se elektrony v obalech atomů nacházejí na různých energetických hladinách. Elektrony, které mají dostatečnou tepelnou energii se nacházejí ve vodivostním pásmu to znamená, že se mohou volně pohybovat a vést tak elektrický proud. Většina elektronů se však nachází ve valenčním pásmu, kde se pohybovat nemohou a tedy nevedou ani elektrický proud. Pokud se materiál ochladí na teplotu dostatečně nízkou, sníží se i tepelná energie elektronů a ve vodivostním pásmu nebudou žádné z nich, celý senzor je tedy nevodivý. V případě, že na něj dopadnou fotony s dostatečnou energií a způsobí tak přechod elektronů do vodivostního pásma. Vzniká tzv. fotoproud, který je přímo úměrný intenzitě dopadajícího záření.

Energie fotonů dopadající na senzor musí mít určitou nejnižší hodnotu, aby se uskutečnil přechod elektronů z jednotlivých vrstev. Protože energie fotonu je nepřímo úměrná vlnové délce je iniciační energie pro krátké a středně dlouhé vlny větší než pro vlny dlouhé. Z toho také vyplývá, že provozní teploty pro dlouhovlnné (LW) detektory jsou nižší než u krátkovlnných (SW) a středních vln (MW). Základní provozní teploty jsou velice nízké, v některých případech se pohybují v intervalu -100° až -200°C . [6, 14]



Obrázek 8 Princip kvantových detektorů - přechody elektronů. [6]

3.2.3 Tepelné detektory (nechlazené)

U tepelných detektorů je absorpce dopadajícího záření spojena se změnou teploty materiálu. Změnou teploty je způsobená změna jiné fyzikální vlastnosti (změna odporu nebo kapacity materiálu) a ta je pak využívána k vytvoření elektrického výstupu. Ten nezávisí na fotonové povaze dopadajícího

záření, proto jsou tepelné detektory obecně nezávislé na vlnové délce. Závisí však na zářivém výkonu (nebo jeho rychlosti změny), ale ne na spektrálním rozložení.

Tepelné detektory v porovnání s kvantovými detektory pracují za pokojové teploty. Jsou obvykle charakterizovány malou citlivostí a pomalou odezvou, jsou však levné a snadno použitelné. Kvantové detektory mají vysokou detektivitu se závislostí na vlnové délce a velmi rychlou odezvu. Vyžadují však chlazení, aby se omezilo nežádoucí tepelné generování nosičů náboje (tepelný šum). Požadavky na chlazení jsou pak hlavní překážkou většímu rozšíření infračervených systémů založených na polovodičových fotodetektorech.

Citlivost senzoru tepelného záření je ovlivněna především jeho vlastním šumem. Velikost tohoto šumu určuje tzv. *výkonový ekvivalent šumu*, zkráceně NEP. Ten udává zářivý tok Φ , dopadající na senzor, při kterém je velikost výstupního napětí U rovna přesně efektivní hodnotě šumového napětí. Výkonový ekvivalent se udává ve wattech. Vzhledem k tomu, že efektivní hodnota šumu je závislá na jeho spektrální hustotě, bývá hodnota NEP normalizována velikostí uvažované šířky pásma a pak se udává v jednotkách $W \cdot Hz^{-1/2}$. Podle některých zdrojů dosahuje parametr NEP u chlazených kvantových senzorů až stokrát menší hodnoty, než jakého lze dosáhnout u senzoru tepelných. [14]

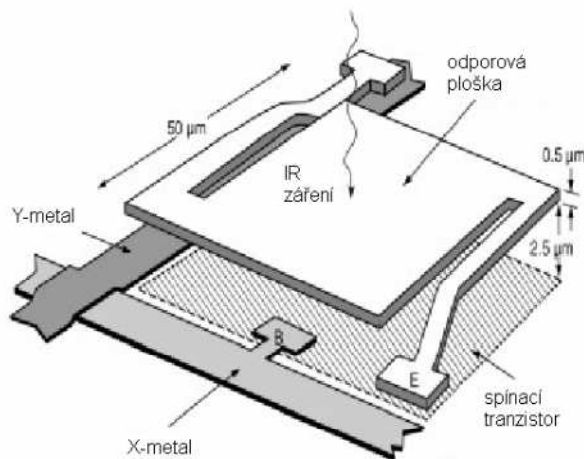
Tabulka 1 Porovnání vlastností tepelného a kvantového senzoru.

vlastnost	kvantový detektor	tepelný detektor
Spektrální citlivost	omezená	široká
Responzivita R	vysoká	nízká
Měrná detektivita D^*	$10^{11} - 10^{12} \text{ cm} \cdot \text{Hz}^{1/2} \cdot \text{W}^{-1}$	$10^8 - 10^9 \text{ cm} \cdot \text{Hz}^{1/2} \cdot \text{W}^{-1}$
Časová konstanta	velmi krátká (cca μs)	relativně dlouhá (cca ms)
Nejčastější typ	PtSi a InSb (MW) / QWIP (LW)	mikrobolometr
Pracovní teplota	nízká (vyžaduje chlazení)	pokojová (může být i chlazen)
Cena	vysoká	nízká

3.2.4 Mikrobolometr

Mikrobolometr je integrovaný obvod, který obsahuje několik tisíců bolometru ve čtvercové struktuře pokrytých teplotně citlivým odporovým materiálem, vyrobený jako monolitický křemíkový obvod, který má schopnost absorbovat infračervené záření. Jako odporový materiál plošky je používán oxid vanadičitý nebo nitrid křemíku. Nutnou vlastností takového materiálu je vysoký teplotní součinitel odporu. Aby však byla změna teploty bolometru úměrná pouze absorbovanému infračervenému záření, musí být vlastní bolometr tepelně izolován od svého okolí. Z důvodu tepelné izolace je tato ploška vyvýšená o $2,5 \mu\text{m}$ pomocí nožiček, které zároveň tvoří přívodní kontakty. Některé mikrobolometrické snímače se umísťují na Peltierův element pro udržování konstantní teploty až v rozmezí $\pm 0,1 \text{ }^\circ\text{C}$, čímž lze minimalizovat změny vlastností snímače s teplotou a tak zpřesnit

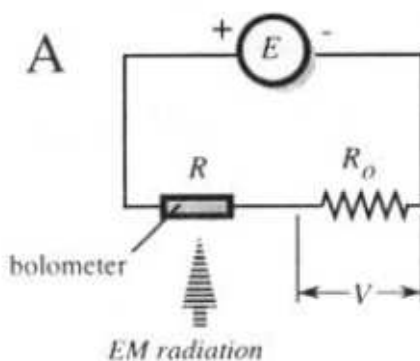
měření. Pod každou ploškou je umístěn spínací tranzistor, který adresuje jednotlivé mikrobolometry k řídicí jednotce a to umožňuje postupně ověřovat, zda nedošlo ke změně velikosti odporu, resp. změně velikosti napětí, způsobené dopadajícím infračerveným zářením. Hliníkové vodiče (X-metal, Y-metal) slouží k vzájemnému propojení jednotlivých mikrobolometrů.



Obrázek 9 Detailní pohled na jednu plošku mikrobolometru

Řídicí logika senzoru postupně adresuje a čte jednotlivé mikrobolometry po řádcích. U moderních mikrobolometru obsahuje čip obvody pro analogovou nebo digitální úpravu signálu. U nejnovějších mikrobolometru lze dosáhnout rozlišení až 640 x 480 pixelů, ale kvůli ceně se nejčastěji používá rozlišení 320 x 240 pixelů nebo 160 x 120 pixelů. Jsou to senzory pro termografické měření (bezdotykové měření teploty), které pracují na principu měření vyzářeného tepelného výkonu infračerveného záření (pyrometrie).

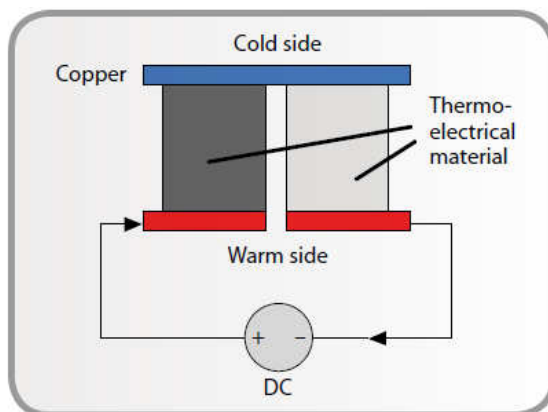
Princip bolometrického detektoru infračerveného záření je znám od 80. let 19. století a princip činnosti je jednoduchý, dá se říct, že je vzdáleně podobný kovovým odporovým sensorům teploty. Elektrický odpor bolometru se zde také mění v závislosti na jeho teplotě, která však závisí na množství absorbovaného dopadajícího infračerveného záření. Množství dopadajícího záření může být tedy určeno ze změn odporu bolometru.



Obrázek 10 Princip použití bolometru jako proměnného prvku odporového děliče

Metody chlazení detektorů

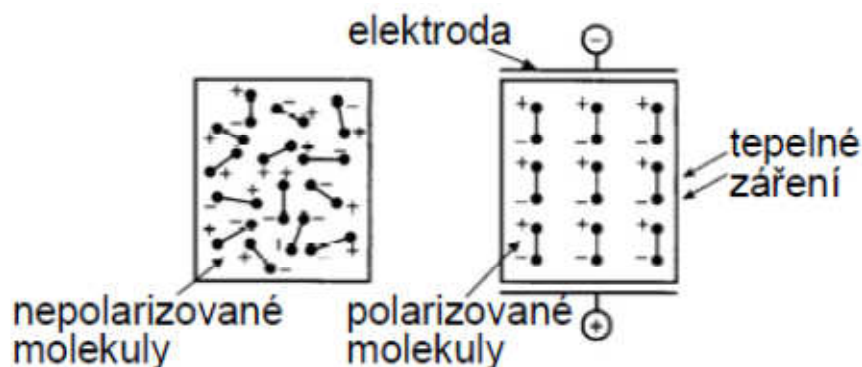
První detektory používané pro infračervené záření byly chlazeny pomocí tekutého dusíku. Dařilo se zachovat stabilně velmi nízké teploty (-196°C). Později byly vyvinuty i jiné metody. Například využití Peltierova jevu. V chladičím Peltierově článku proudí stejnosměrný proud termoelektrickým materiálem tak, že vzniká chladná a teplá strana. Teplejší část je připojena k chladiči.



Obrázek 11 Peltierův článek

3.2.5 Pyrovidikon

V této oblasti je možné spatřovat etapy vývoje od systémů s pyroelektrickým rozkladem elektrodou (pyrovidikony) až po kamery obdoby CCD. U pyrovidikonu je funkce založena na pyroelektrickém jevu dielektrických krystalů, kde při dopadu IR záření dochází k polarizaci, která je funkcí změny teploty. U kvantových senzorů infračerveného záření se využívá fyzikálních jevů, vznikajících při přímé interakci dopadajících fotonů na strukturu senzoru.



Obrázek 12 Princip pyroelektrického senzoru

Pyroelektrický jev - podobně jako mechanickým tlakem lze deformovat krystalickou mřížku dielektrik také změnou teploty v látkách s jednou polární osou symetrie tak lze změnou teploty vytvářet dipólový moment, jehož velikost je přímo úměrná změně teploty a má směr této polární osy symetrie. Tento jev byl znám již od 17. století z pozorování přitahování částecek popela k jednomu konci chladnoucího krystalku turmalínu nalézaného v přírodě (Ceylon). Podle řeckého slova pyros = oheň byl jev nazýván **jevem pyroelektrickým**. K tomuto jevu také existuje obrácený jev, spočívající ve změně teploty krystalu vloženého do elektrického pole – **jev elektrokalorický**. Protože pyroelektrina klade vyšší nároky na asymetrii krystalu, jsou všechny pyroelektrické látky současně také piezoelektrické, ale ne všechny piezoelektrické látky musejí být nutně také pyroelektrické. Také u pyroelektrického jevu vzniká a trvá dipólový moment pouze při změně teploty.

4 Rozložení teploty lidského těla

Metabolismus je jednou ze základních funkčních vlastností živé hmoty tedy i lidského organismu, který je tvořený komplexem složitých organických biochemických a biofyzikálních procesů, které spolu úzce souvisí. A každý z nich má svou informaci a energii. Na rozdíl od termodynamické rovnováhy charakteristické pro neživé systémy, jsou právě vzájemné korelace jednotlivých orgánových systémů, orgánů a tkání lidského organismu typické pro vytvoření systému trvalé termodynamické nerovnováhy. I když je použito slovo nerovnováha, jedná se o složité a velmi přesně regulované systémy v organismu, které zabezpečují termoregulaci organismu (laicky řečeno hospodaření s teplotou těla), což je podmínkou pro existenci člověka a teplokrevných živočichů. Lidský organismus je schopen udržet s velkou přesností teplotu mezi $35,5 - 37,5^{\circ}\text{C}$ a to i přes velké výkyvy teplot okolního prostředí. Patologické stavy probíhající v lidském těle mohou tuto termoregulaci značně narušit a tím může dojít k velkým odchylkám od zmíněných teplot. Změny mohou být místní či celkové, které jsou pro organismus dosti nebezpečné. V lidském těle existují i fyziologické výjimky, které mají vyšší teplotu než zmíněných $37,5^{\circ}\text{C}$. Mezi ně můžeme zařadit například játra, kde zvýšená teplota je podmíněna vysokým metabolismem. V játrech se může teplota pohybovat kolem 39°C a v některých kosterních svalech může být teplota až 40°C , převážně zapříčiněna svalovou prací. Teplota tělesného jádra je udržována na potřebné výši poikilotermní slupkou organismu. Tento tepelný nárazník je tvořen především kůží a podkožím. [4]



Obrázek 13 Směr vyzařování tepla z lidského těla v závislosti na poloze těla

Povrchová teplota jednotlivých oblastí lidského těla je značně ovlivněna teplotou okolního prostředí. Proto je nutná aklimatizační doba před snímáním termogramu (jednotky až desítky minut). Přenos tepla z různých částí těla může také ovlivnit celková rozložení teploty na povrchu. Jistý vliv má i poloha pacienta. Z naznačených tří poloh (obr. 13) pacienta dochází k největšímu ovlivnění ve stoje, minimální vliv u polohy vleže.

4.1 Emisivita pokožky

Lidské tělo je zdroj IR záření a chová se téměř jako dokonale černé těleso. Na teplotním obrazu lidského těla se projevuje termoregulace v podobě proudění krve, vedení ve tkáních, odpařování potu a funkce lidského metabolismu. Jako možný krajní rozsah teploty těla uvažujeme interval od 31°C do 42° C.

Emisivita pokožky je velmi důležitý parametr pro stanovení skutečné teploty kůže. Lidská těla vyzařují infračervenou energii skrze kůži v rozsahu 4 - 50 μm , kdy většina je kolem 10 μm . Do krátkovlnného spektra IR záření připadá pouze 1% energie, pro vlnové délky v rozsahu 5 až 9 μm je to 20%, od 9 do 16 μm připadá 38% energie. Nejvíce je zastoupena oblast nejdelších vlnových délek a to 41%. Dlaně vyzařují infračervenou energii mezi 8 - 14 μm . [2, 17]

Různé výzkumy a autoři stanovili emisivitu pokožky lidského těla podle rozdílných metod mohou se tak v některých hodnotách lišit. Z výzkumu, které provedl G.D. Hardy ve 40. letech 20. století vyplývá, že v dlouhovlnné oblasti IR spektra má lidská kůže vlastnosti absolutně černého tělesa (vyzařování), tzn. nezávisle na obsahu pigmentu a jiných individuálních znacích kůže. Z tohoto důvodu lze pro kvantifikaci vyzařované energie použít Stefan- Boltzmannův zákon:

$$M(T) = \varepsilon(T) \cdot \sigma \cdot T^4 [W \cdot m^{-2}], \quad (5)$$

kde $M(T)$ - energetická emisivita teplotního zářiče;

$\varepsilon(T)$ - koeficient vyjadřující poměr energetické emisivity daného tělesa k energetické emisivitě absolutně černého tělesa při stejné teplotě;

σ - Stefan - Boltzmannova konstanta $\sigma = 5,669 \cdot 10^{-8} W \cdot m^{-2} \cdot K^{-4}$

T - absolutní teplota teplotního zářiče [K]. [2]

J. Steketee ve své práci stanovil hodnotu emisivity normální lidské pokožky na $0,98 \pm 0,01$ v rozsahu 3 μm - 19 μm se závěrem, že pigmentace kůže nemá vliv na tuto hodnotu.

T. Togawa uvádí emisivitu pokožky na rukou $0,972 \pm 0,004$ v rozsahu 8 μm - 14 μm , zatímco Villasenor - Mora uvádí hodnotu $0,976 \pm 0,006$, kterou stanovil pomocí nepřímého měření v infračerveném teplotním rozsahu prostřednictvím reflexe paprsku CO_2 laseru. [19]

Povrch lidského těla tvořený suchou neochlupenou pokožkou je možno z hlediska vyzařování infračerveného záření charakterizovat vlastnostmi:

Tabulka 2 Vyzářovací vlastnosti AČT a lidského těla

Fyzikální veličina	Fyzikální rozměr	AČT	Lidské tělo
$\lambda_{e,max}(T = 310\text{ K})$	μm	9,2903	9,2903
$M_{e,Max}(T = 310\text{ K})$	$\text{W.cm}^{-2}.\mu\text{m}^{-1}$	$3,7098.10^{-3}$	$3,7098.10^{-3}$
$M_{e(0-nekonečno)}(T = 310\text{ K})$	W.cm^{-2}	$5,2635.10^{-2}$	$5,2635.10^{-2}$
$L_{e,(0-nekonečno)}(T = 310\text{ K})$	$\text{W.cm}^{-2}.\text{sr}^{-1}$	$1,6750.10^{-2}$	$1,6750.10^{-2}$

Suchý neochlupený rovinný povrch lidského těla se v nespektrálním intervalu nad $6\text{ }\mu\text{m}$ chová jako téměř dokonalé černé těleso nezávislé na barvě pokožky. Pro velmi přesná měření je však nutno jej považovat za šedý zářič $\varepsilon = 0,98$ až $0,99$. Ve spektrálním intervalu 3 až $6\text{ }\mu\text{m}$ se chová povrch lidského těla jako selektivní zářič. Pro vlnové délky kratší než $3\text{ }\mu\text{m}$ je povrch kůže částečně transparentní, nejvíce v oblasti $0,9$ až $1,3\text{ }\mu\text{m}$. Propustnost je však velmi malá (z hloubky 1 mm asi 18% , ze 2 mm asi 5% a ze 3 mm jen asi 1%). Pokožka není ideální Lambertovský zářič. [1,2,10]

5 Lékařská termografie

Termografie je bezdotyková měřicí technologie založená na zviditelnění tepelného (infračerveného) záření lidskému oku. Neviditelné tepelné záření těla nebo jednotlivých jeho částí se tak dá měřit podle jejich různé teploty. Je možné sledovat a zobrazovat teplotní rozdíly a získat tak podrobný obraz tepelných ztrát, případně zdrojů tepla. Výsledky se vyhodnocují za pomoci citlivých infračervených kamer. Jedná se o techniku, která převádí vyzařované infračervené záření povrchu na obrazový signál. Ten se zobrazuje na monitoru v řadě barevných odstínů, z nichž každý znamená určitý teplotní rozsah. Na základě vyhodnocování teplotních polí tak lze získat řadu cenných informací o nejrozličnějších jevech a jejich průbězích, které nějakým způsobem souvisejí i se změnou teploty.

Její využití v medicíně vychází z předpokladu, že chorobou postižené místo vydává jiné množství tepla než okolní zdravé tkáň, což se projeví změnou rozložení teploty tělesného povrchu. Pomocí termografických metod je mnohdy opravdu možné odhalit některá onemocnění ještě v době, kdy se nemoc plně nerozvinula a jiné diagnostické metody v tomto období neposkytují signifikantní informace. Tato metoda je také velmi levná a může se kombinovat s jinými zobrazovacími metodami. Samotný povrch lidského těla je zdrojem infračerveného záření s intenzitou asi 100 mW/cm^2 . Tato hodnota závisí ovšem na celé řadě faktorů, probíhajícím metabolismu nebo činnosti člověka a je odlišná na různých částech těla. Termografie se uplatňuje např. v neurologii a pracovním lékařství (příkladem může být termogram degenerativních změn na přechodu šlach v kost - tzv. tenisový loket) či třeba v onkologii při diagnostice kožních nádorů a nádorů v blízkosti povrchu těla nebo při onemocnění štítné žlázy. Podle typu patologie lze termogramy rozdělit do dvou kategorií. První kategorie zahrnuje neinfekční záněty, nádory, revmatologická onemocnění apod. projevující se vytvořením lokální hypertermie v příslušné oblasti. Naopak při poruchy prokrvení, při nichž dochází v postižené oblasti ke zřetelnému snížení teploty kožního povrchu se řadí do druhé kategorie.

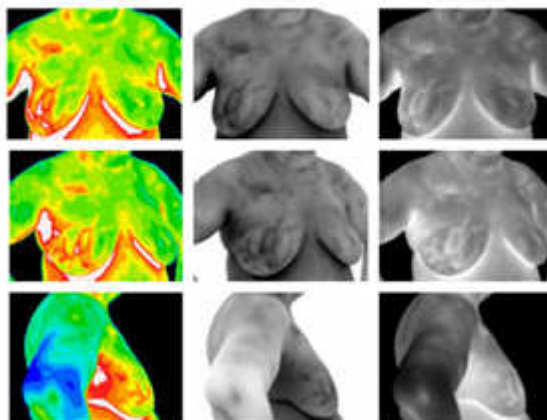
[2,14, 22]

5.1 Onkologie

V posledních letech se objevila potřeba vyvinout neinvazivní metodu, která by dokázala prokázat časnou diagnózu a screening maligních lézí na kůži. Jednou možností se ukázalo právě infračervené zobrazení. V případě rakoviny jsou buňky větší než ty zdravé, tzn. že potřebují mnohem více energie a tkáň je více prokáná cévami, což způsobuje lokální zvýšení teploty. [19] U primárních a metastázních nádorů kůže může dojít ke zvýšení teploty nad ložiskem až o $1,5$ až 7°C . Vysokou přesnost vykazuje termografie v případech, kdy se jedná o nádory prsu. U nádorů vaječníku jsou na termogramu v místě ložiska nádoru s teplotním gradientem do $2,5^\circ\text{C}$. Některé zahraniční publikace uvádějí, že nádory dělohy a nádory zevních rodidel se v 1. stadiu zjistí na termogramech pouze ve 23 % případů. Ve 2. a 3. stadiu lze termograficky zjistit v průměru až 81 % případů. [2, 23]

Samozřejmě ne všechny novotvary jsou na termogramu viditelné. Benigní nádory plic jsou vždy termonegativní. Maligní nádory plicní se v termogramu projeví teplotním gradientem 1 až 1,5 °C. K největším teplotním změnám dochází u maligních nádorů v periferních oddílech plic. Termografická záchytnost je ovšem dominantně ovlivněna velikostí nádoru.

Zajímavou prací zabývající se metodikou identifikace kožních nádorů je uvedený zdroj [19]. Autoři porovnávají dvě oblasti, které jsou na těle umístěny symetricky a za normálních okolností by neměly rozdíly teplot přesahovat cca 0,8 °C.

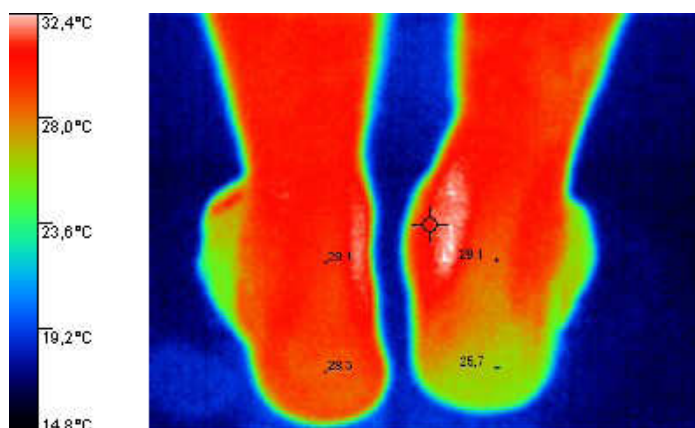


Obrázek 14 Termogram prsou. [25]

5.2 Revmatologie

Termografické vyšetření našlo uplatnění při určení stupně postižení arteriálního řečiště. U hluboké žilní trombózy se projevuje charakteristické zvýšení teploty nad postiženou oblastí. Vyšetřovaná osoba je snímána vstoje. Na termogramu se výrazně vykreslí insuficientní perforující žíly. Důležité je porovnání termogramů obou končetin. Velký význam má toto vyšetření u diabetiků.

V rámci revmatologie se využívá termografického vyšetření k diagnostice zánětlivých změn vazivově šlachového aparátu, zejména u dny. Teplotní postižení v těchto případech dosahuje teplotního gradientu až 5°C. [2,11]



Obrázek 15 Muž s bolestí achillovy šlachy na levé noze.

5.3 Endokrinologie

Dalším oborem medicíny, kdy lze termovizí využít, je endokrinologie a to hlavně při onemocnění štítné žlázy. Různě rozdílná teplota žlázy svědčí pro specifické onemocnění. Pokud je zvýšená teplota v celém rozsahu jedná se o zvýšenou funkci (hyperthyreozu) nebo o zánětlivé onemocnění. Při lokálním zvýšení teploty pouze nad jedním lalokem se s největší pravděpodobností jedná o zánětlivý proces. Při nálezů studeného uzlu zjištěného izotopovým vyšetřením a rozdílnou teplotou nad jeho oblastí, které se pohybuje v rozmezí 1 – 2,5 stupně Celsia, se může jednat o adenomy, koloidní cysty až maligní procesy. Teplotu štítnice srovnáváme s teplotou laryngu. Při hyperparathyreoze (zvýšené funkci příštítných tělísek) může termografie lokalizovat adenomy příštítných tělísek nebo jejich hyperplasii. Při adenomech bývá teplota vyšší než při hyperplasii. [21]

5.4 Další oblasti využití termografie v lékařství

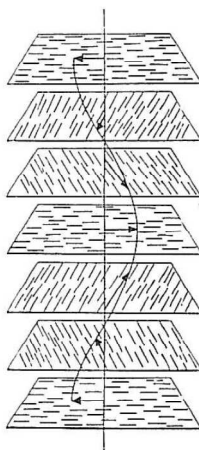
Možné je využití i v oftalmologii při diagnostice zánětlivých a nádorových onemocnění intraorbitálních a intraokulárních.

Dalšími možnostmi je porodnictví a gynekologie při diagnostice zánětů adnex a lokalizaci placenty. Ve stomatologii, otorinolaryngologii při zjišťování zánětů vedlejších dutin nosních, cévních nádorů, v plastické chirurgii, kdy lze pomocí termovize zjistit hloubku popálenin, následný vývoj jizev. Stejně tak informuje o stavu cévního zásobení postižené krajiny a hodnotí prokrvení po transplantacích. V břišní chirurgii lze kameru využít k diagnostice zánětlivého onemocnění žlučníku, akutní appendicitidy. [4]

5.5 Kontaktní termografie

Teplotními indikátory u kontaktní termografie jsou kapalně krystaly. Jsou to látky, které tvoří přechodový stav mezi kapalinami a látkami pevnými. Jsou kapalně, ale mají některé vlastnosti pevných látek, z nichž největší význam má anizotropie. Pro termografii jsou nejvýznamnější kapalně krystaly cholesterolového typu, které mají výrazné termooptické vlastnosti spočívající ve změně prostorového uspořádání molekul v závislosti na okolní teplotě. Osy molekul cholesterolového krystalu vytvářejí spirálu. Se změnami teploty se mění vzdálenost mezi molekulami. Tím se mění stoupání spirály a tedy i její "vlnová délka". Při dopadu nepolarizovaného světla na tenkou vrstvu kapalněho krystalu dochází k tzv. selektivnímu rozptylu tj. spirálová struktura krystalu selektivně odráží dopadající bílé světlo. Při změně teploty se zároveň stoupavost spirály i vlnová délka odraženého světla s tím i jeho barva. Spirála je nejdelší při nejnižší teplotě, na kterou daný kapalně krystal může reagovat, při zvyšování teploty se spirála zkracuje a barevný obraz se posouvá ke kratším vlnovým délkám světla. Nejchladnější místa se zobrazují v odstínech červené barvy, středně teplá

místa v odstínech zelené barvy a ty nejteplejší místa pak v odstínech modré barvy. Místa se stejnou teplotou (barvou) můžeme spojit pomocí izotermy. [1, 2]



Obrázek 16 Spirální struktura cholesterolového krystalu

Cholesterolový kapalný krystal se vyznačuje těmito základními vlastnostmi:

- jedná se o chloridy nebo benzoáty
- citlivostí
- výchozí teplotou
- teplotním intervalem
- prostorovým rozlišením
- tepelnou setrvačností

Citlivost je dána chemickým složením a obvykle se pohybuje okolo $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$. Každý druh kapalného krystalu je charakterizován určitou teplotou, při níž dochází ke změnám barvy. Teplotní interval představuje celkový rozsah, v kterém může barevná změna nastat. Obvykle to bývá $3 - 5\text{ }^{\circ}\text{C}$. V lékařské termografii se setkáváme s kapalnými krystaly, jejichž teplotní rozmezí je $25 - 42\text{ }^{\circ}\text{C}$. Jako prostorové rozlišení chápeme počet barev, které lze v daném teplotním intervalu rozeznat. Pod pojmem tepelná setrvačnost chápeme čas, dobu, po kterou barevný obraz po změně teploty přetrvává. Kontaktní termografie v lékařství se vyskytuje ve dvou formách: desková a nátěrová. [1, 2]

5.5.1 Nátěrová kontaktní termografie

Na povrch vyšetřované části těla pacienta se nanese vrstva černého laku, kterým se přiblížíme k vlastnostem černého tělesa. Na tuto vrstvu se následně nanese směs tekutých krystalů tak, aby odpovídala předpokládanému teplotnímu rozsahu. Problém této metody spočívá především v tom, jak nanést rovnoměrnou vrstvu tekutých krystalů na tělo pacienta. Tato metoda není moc používaná.

5.5.2 Desková kontaktní termografie

Tato metoda využívá desku tvořenou dvěma foliemi z umělé hmoty, mezi kterými je uzavřena vrstva černého laku i kapalných krystalů. Přikládají se přímo na povrch těla a lze je opakovaně používat. Tento způsob je pohodlnější pro pacienta, na kterého není lak nanášen přímo, ale je méně přesná, protože deska nepřilehne přesně k tělu a tak vznikají chyby měření. [1, 2]

5.6 Bezkontaktní termografie

Základem této metody je detekce infračerveného záření, které vyzařuje každé těleso, jehož teplota je vyšší než absolutní nula. Spektrum tohoto záření je poměrně široké a maximem okolo 9 μm a energií 0,1 eV. Snímání se uskutečňuje na dálku pomocí optoelektronických (termovizních) systémů, které infračervenou energetickou mapu vyšetřované části těla převádějí do černobílého nebo barevného obrazu. Částí termovizního systému je speciální kamera, která snímá infračervené záření z pacienta podobným způsobem jako televizní kamery. Obsahuje detektor, který dokáže přeměnit infračervenou zářivou energii na elektrický signál. Takovéto detektory mohou být "kvantové", jsou přesné, ale vyžadují chlazení nebo tzv. mikrobolometry, které chlazení nevyžadují, ale je nutné je teplotně stabilizovat. Nejčastěji používané jsou CCD detektory. Elektrické signály vzniklé v detektoru jsou zpracovány a přenášeny k obrazové jednotce, čímž je obrazovka, kde vznikají černobílé nebo barevné obrazy teplotních polí rychlostí 30 - 60 obrazů za sekundu. U normálního černobílého termogramu jsou chladné oblasti tmavé a teplé bílé. V barevném termogramu je každá teplota kódovaná určitou barvou. [1, 2]

6 Termogram

Termogram (též také termovizní snímek, infračervený snímek nebo také tepelný obraz) je obraz pořízený termokamerou. Můžeme si jej představit jako klasický snímek, kde barevnost snímků neodpovídá skutečné barvě snímaného objektu, ale jeho povrchové teplotě.

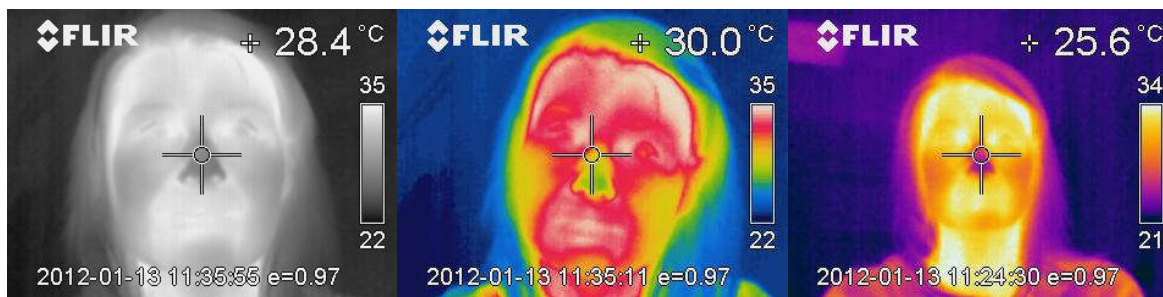
Rozlišení termogramu je dáno rozlišením detektoru infračerveného záření. Toto rozlišení bývá výrazně menší než v případě klasických kamer pracujících ve viditelné oblasti záření. Rozlišení používaných termokamer v průmyslu v současné době je 160 x 120 nebo 320 x 240 pixelů. Speciální termokamery pro laboratorní účely pak v současné době dosahují rozlišení 1200x1200 a více.

Termogram lze zobrazit v různých barevných paletách tak, aby vynikly detaily, které jsou při analýze termogramů podstatné. Používané standardní palety, například: železo, duha, stupně šedi, černobílá viz. obrázek 17.

Termovizní snímky mohou být radiometrické a neradiometrické (pouze zobrazující). Radiometrické termovizní systémy umožní vypočítat teplotu na povrchu tělesa. Základem pro výpočet je množství snímaného infračerveného zářivého toku. V plně radiometrickém termogramu lze provádět měření teplot a upravit parametry snímku i po jeho uložení. Těmito parametry jsou např. emisivita a zdánlivá odražená teplota, vzdálenost od měřeného objektu a údaje o okolní atmosféře. Všechny tyto parametry mají vliv na výslednou naměřenou teplotu. Na naměřenou hodnotu v bodě má však vliv i velikost obrazového bodu. Zajímá-li nás objekt ve větší vzdálenosti, může měření ovlivnit i velikost snímané plochy a plocha detektoru. Bude-li velikost snímaného obrazového bodu větší než měřený objekt, pak bude výsledek měření ovlivněn okolím měřeného objektu. V takovém případě se můžeme s termokamerou např. přiblížit, případně použít jinou optiku (teleobjektiv), nebo zvětšit rozlišení detektoru. Rozlišení detektoru je u nejlevnějších kamer asi 80x80 obrazových bodů (pixelů) a u špičkových laboratorních termokamer až 1024x1024 bodů. Při hodnocení velikosti plochy detektoru je třeba mít na paměti, že dvojnásobný rozměr detektoru znamená čtyřnásobnou plochu snímku a tím i čtyřnásobný počet obrazových bodů.

Dalším důležitým parametrem je teplotní citlivost, která u dobrých kamer může dosahovat až 50mK (rozliší rozdíl teplot od 0,05°C).

Vyspělé termokamery nabízejí prolínání termogramu a běžné fotografie do jednoho snímku a to jak ve výřezu (obraz v obraze), tak i dle určeného rozsahu teplot teplotního pole (například lze červeně zobrazit místa s poruchou).



Obrázek 17 Termogramy s různými paletami barev zleva -stupně šedi,duha,železo

Termogram lze, stejně jako klasickou fotografii, považovat za digitální obraz, na který lze použít algoritmy číslicového zpracování obrazu. Částečně je toto zpracování realizováno již v termokameře, ale pro další zpracování lze použít specializovaný software. Cílem této analýzy je nejčastěji:

- Vylepšení obrazu, odstranění šumu (např. ekvalizace histogramu, průměrování z více snímků apod.)
- Detekce hran, segmentace
- Registrace a korespondence termogramů (používá se jak při tvorbě klasických protokolů o termovizním měření tak při tvorbě Picture-in-picture protokolů)

Tento postup zpracování termogramů je běžný v při použití termografie v medicíně (segmentace tkáně na základě odlišné teploty).

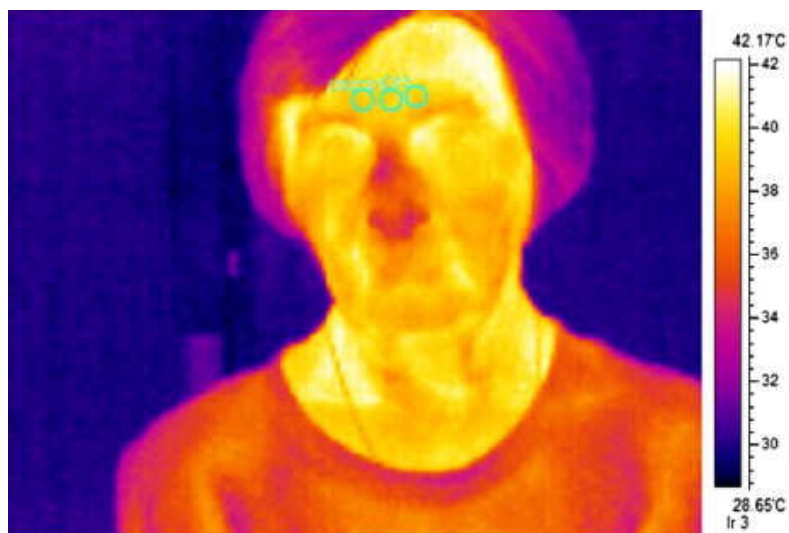
6.1 Diagnostika na základě termogramu

Ještě v nedávné době byly do této metody vkládány velké naděje, především pro její neinvazivnost, ale v současné době je využívána pouze jako doplňková metoda nebo pomocná zobrazovací technika u chorobných stavů, které jsou provázeny změnami teploty povrchu těla.

Citlivost moderních termokamer na změnu teploty je vysoká. Některé termovizní systémy jsou schopny zaznamenat až 0,025 °C teplotní rozdíly. Pro lékařské účely je však senzitivita kamer velice rozdílná a záleží na lokalitě zdroje vyšší teploty. Je poměrně vysoká u ložisek na povrchu nebo těsně pod povrchem těla. S větší vzdáleností ložiska od povrchu těla se citlivost snižuje a to vlivem různé tepelné vodivosti tkání. Tkáně mezi povrchem těla a ložiskem zvýšené teploty část tepelné energie pohltí, nebo mohou průchod tepla směrem k povrchu ovlivnit. Tedy tato metoda detekuje pouze místa se zvýšenou resp. sníženou teplotou, ale neumožňuje přímou diferenciaci příčin teplotních rozdílů.

Při vizuálním hodnocení termogramu se omezený počet příslušných teplotních kroků ve zvoleném oboru teplot reprezentuje na obrazovce monitoru buď úrovněmi šedi nebo v pseudobarvách. V medicínských aplikacích se nejčastěji používá teplotní krok 0,5 °C. Je-li snímání termogramu

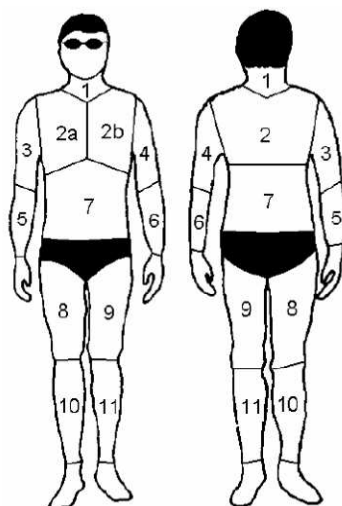
výjimečně provedeno při nižší teplotě, pak se používá teplotní krok 1,0 °C. Použitá přiřazená šedá nebo barevná stupnice je vyznačena příslušným referenčním klínem (termografickou stupnicí) po straně termogramu s číselnou informací o rozsahu reprezentovaných teplot příslušným subintervalem. Obvykle se používá osmistupňová škála. V dnešní době nám přístroje umožňují volit z několika teplotních rozsahů, barevné škály a teplotního kroku. Velmi důležité je barevné zobrazení izoterm. [8]



Obrázek 18 Termogram s osmi úrovněovou stupnicí. [19]

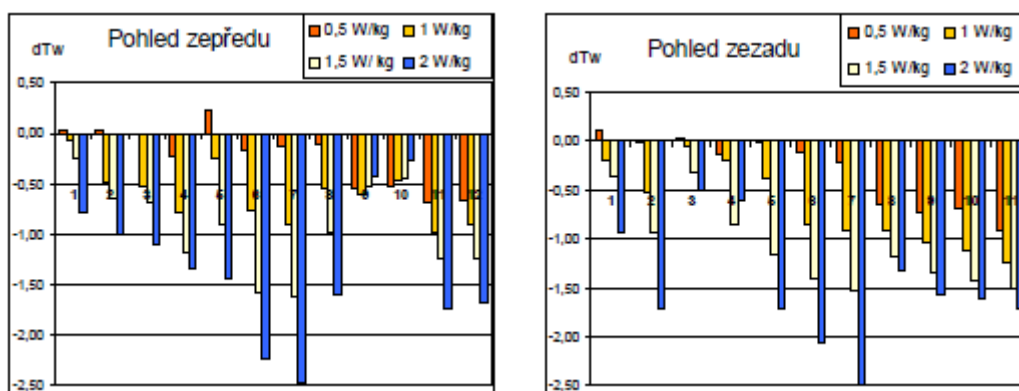
Na tomto obrázku si můžeme všimnout teplotní rozdílnosti barev vyšetřované osoby, kde stupnice barev vpravo na obrázku značí příslušnost jednotlivých teplot k jednotlivým barvám. Škála barev je nastavena v posloupnosti od černé (nejchladnější oblasti 28 °C) až po sytě žlutou (nejteplejší oblasti 34 °C). Černé pozadí obrázku tvoří kontrast s reliéfem těla. V klinické praxi se okolí vyšetřovaného povrchu dává do kontrastu s tělem pacienta pro lepší rozlišení okrajů povrchu těla. A to buď adaptací pacienta před vyšetřením, či upravením rozsahu termografické stupnice pro dané měření.

Pro lepší posouzení termogramů, je někdy výhodnější si lidské tělo rozdělit do více oblastí zájmu a zkoumat a hodnotit každou oblast zvlášť. Tuto metodu vyzkoušeli panové Mičák a Pavelek z VUT v Brně. Takového oblasti vidíme na obr. 19. Díky tomu lze jednoduše stanovit průměrné teploty každé oblasti. Díky tomu bylo vytvořeno jakési modelové lidské tělo. V této studii byl proveden zátěžový test na ergometrickém cyklotrenažéru. A pomocí sloupcového grafu lze posoudit změny teploty v jednotlivých oblastech před a po zátěžovém testu. [16]



Obrázek 19 Oblasti zájmu na lidském těle. [16]

S rostoucím zatížením je patrný pokles teploty povrchu těla. To bylo zřejmě způsobeno termoregulační schopností těla.



Obrázek 20 Grafy změny teploty povrchu lidského těla po zátěžovém testu. [16]

Zobrazovací systém způsobuje mnoho chyb měření. Proto byly vytvořeny testy kvality pro zobrazování. Využívají se například externí zdroje referenčních teplot, které se využívají zejména pro kalibraci přístroje. V dnešní době se stala standardem digitalizace a zpracování obrazu s mnoha různými barevnými paletami. Barevné stupnice mohou mít rozložení lineární nebo logaritmické. Použitá barevná škála se zobrazuje vedle výsledného obrazu. Bez zobrazení škály je obraz špatně definovatelný, protože rozsah a úroveň teplot má význam pro porozumění plné informace na termogramu. Stanovení referenčních hodnot teploty u zdravého subjektu, kdy jsou stanoveny průměrné teploty oblastí těla, ale nejsou stanoveny absolutní hodnoty teploty. Do dnešního dne bylo definováno 24 pozic těla a 90 oblastí s cílem vybudovat referenční databázi termogramů.

7 Technika termografického měření

Infračervená kamera měří a zaznamenává infračervené záření z objektů. Záření měřené termokamerou nezávisí pouze na teplotě objektu, ale i na velikosti emisivity (zářivosti). Infračervené záření vzniká i z okolí a je odraženo objektem. Abychom tedy mohli přesně měřit teplotu je třeba kompenzovat vliv dalších zdrojů záření. To je prováděno samotnou kamerou automaticky. Avšak kameře musí být dodány následující parametry pro správné vyhodnocení a vypočítání teploty objektu:

- vyzařování objektu (emisivita) [12,13]
- odražená teplota jiných objektů
- vzdálenost objektu od kamery
- relativní vlhkost vzduchu
- teplota vzduchu

7.1 Emisivita

Nejdůležitějším parametrem objektu je emisivita, která se dá popsat jako množství infračerveného záření, které objekt vyzařuje do prostoru. Zjišťuje se porovnáním s emisivitou dokonalého černého zářiče. Za normálního stavu materiál objektu vyzařuje emisivitu přibližně v rozsahu od 0.1 do 0.98. Vysoce odrazivé povrchy (např. zrcadlo) mají emisivitu pod hranici 0.1. Lidská kůže má hodnotu emisivitu od 0.97 do 0.98. [12]

7.2 Vzdálenost od objektu

Vzdálenost je počítána od měřeného objektu k přední čočce kamery. Tento parametr je nutný pro kompenzování vlivu na termografické měření ze dvou důvodů. [12]

- Záření objektu je pohlcováno vzduchem, který se nachází mezi objektem a kamerou.
- Samotný vzduch vyzařuje určité záření, které kamera detekuje.

7.3 Relativní vlhkost vzduchu

Dalším zavádějícím parametrem, který kamera dokáže kompenzovat je vlhkost vzduchu. Prostupnost záření totiž závisí na vlhkosti vzduchu. Abychom tento vliv na měření kompenzovali, je zapotřebí přesnějšího nastavování kamery. Například pro kratší vzdálenosti a normální vlhkost vzduchu je třeba nastavit relativní vlhkost vzduchu na 50 %. [12]

7.4 Okolní teplota

Teplota okolního prostředí má pro lékařskou termografii mimořádný význam. Definují se tři teplotní oblasti, ve které působí odlišně na organismus a jeho metabolické změny. Pro člověka je nutné dodržovat správné teplotní rozmezí v prostorách, v nichž je snímán, aby nedocházelo k výrazné aktivaci autoregulačních mechanismů organismu. Pro různé teploty okolního vzduchu jsou v následující tabulce (Tabulka 3) uvedeny průměrné povrchové teploty některých oblastí lidského těla.

Tabulka 3 Povrchová teplota různých částí těla při různé okolní teplotě

Teplota okolí °C	chodidlo	stehno	břicho	záda	hrudník	ruka	čelo
15	17,4	23,2	29,1	30,1	29,9	19,7	29,7
20	21,7	27,9	30,7	31,3	31,9	24	32,9
25	27,1	30,5	33,5	32,7	32,8	25,4	33,9
30	31,6	33,4	34,7	34,4	34,5	32,9	34,8

Prostředí neutrální: Nedochází k výrazné aktivaci autoregulačních mechanismů organismu – nejnižší zapojení metabolismu. Pro holé tělo člověka, který je v klidové poloze, lze pokládat za prostředí neutrální při teplotě 30 °C a proudění vzduchu menší než 1 m/s. Kontrast povrchového teplotního reliéfu je však v tomto prostředí malý.

Chladné prostředí: Vlivem chladného prostředí se stimulují termoreceptory a řídicí systém reguluje průtok krve periferním řečištěm stažením cév (vasokonstrikcí). Při teplotách prostředí cca 22 °C je již kožní cirkulace krve následkem vasokonstrikce minimální. Kontrast povrchového teplotního reliéfu je maximální. Při dalším ochlazování cca pod 18 °C nastupuje jiný autoregulační mechanismus. Tímto mechanismem je svalový tonus, později svalový třes, který však nemá přímý vliv na povrchovou teplotu kůže. Kontrast povrchového teplotního reliéfu se však snižuje.

Teplé prostředí: Nad 30 °C se stimulují termoreceptory, kožní cirkulace je následkem rozpínání cév (vasodilatace) větší než v neutrálním prostředí. Zvýšené prokrvení pokožky umožňuje ochlazování krve kontaktem s okolním prostředím. [2,15]

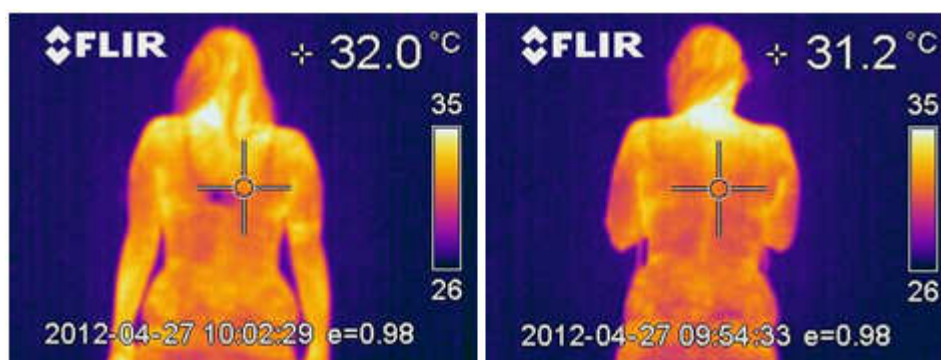
7.5 Ověření vlivů okolního prostředí na emisivitu pokožky

Součástí praktické části diplomové práce je ověření vlivu okolního prostředí na snímání scény. K měření byla použita termokamera od firmy FLIR ThermaCAM E45. Jedná se o kameru s nechlazeným detektorem, mikrobolometrem, a rozlišením 160 x 120 pixelů. Technická specifikace použité termokamery je uvedena v Tabulce 4.



Obrázek 21 Termovizní kamera FLIR E45

V místnosti, kde probíhá měření si nejprve připravíme podmínky potřebné pro snímání termokamerou. Ověříme teploměrem okolní teplotu a vzdálenost objektu od termokamery. Po naměření těchto veličin nasnímáme termokamerou teplotní povrchový reliéf lidského těla, tedy získáme základní srovnávací snímek. Pro zajištění co největší možné přesnosti je kamera umístěna na stativ a objekt stojí vždy ve stejné poloze na označeném místě. Teplota v místnosti během měření byla 28 °C a vzdálenost kamery a měřené osoby byla 2 m.



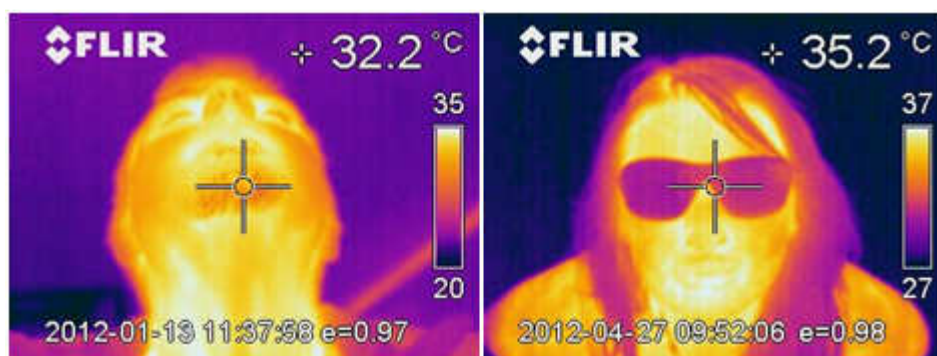
Obrázek 22 Vlevo termogram před nanesením krému na pokožku, vpravo po nanesení krému.

Na obr. 22 je ukázka vlivu kosmetických přípravků na emisivitu těla. Na povrch těla je nanesen tělový krém. Dochází k absorpci záření emitovaného tělem v nanesené vrstvě krému. Došlo tedy k ovlivnění výsledného rozložení teploty. Poté je povrch těla důkladně omyt a osušen.

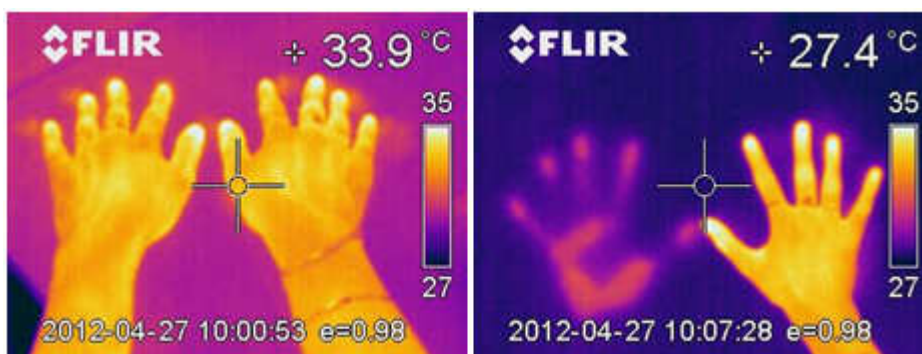
Tabulka 4 Technické parametry termokamery FLIR E45

Zorné pole	19° x 14°/0.3 m (se 17 mm čočkou)
Citlivost	0,1 °C
Zaostření	ruční
Detektor	nechlazený mikrobolometr
	160 x 120 pixelů
Spektrální rozsah	7,5 až 13 μm
Teplotní rozsah	(-)20 °C až 900 °C
Přesnost	± 2%
Rozhraní	USB
	RS-232
	video output
Napájení	11 - 16 VDC
	AC adaptér 90 - 260 VAC, 50/60 Hz, 12 VDC out
Formát obrázků	JPEG
Displej	2,5" barevný LCD, 16 bitové barvy

Na obr. 23 vlevo je zobrazena demonstrace vlivu ochlupení pokožky. Snímaná osoba má na bradě vousy. Zde si můžeme všimnout zeslabení intenzity vyzařování, a tím snížení teploty na bradě způsobené ochlupením. Odtud můžeme usuzovat na fakt, že ochlupení má jinou emisivitu záření než povrch lidského těla a ovlivňuje tak výsledný teplotní povrchový reliéf těla. V pravé části obr. 23 je osoba, která má nasazeny sluneční brýle. Lze velmi zřetelně vidět, že brýle zachycují záření emitované pokožkou. Stejný výsledek je způsoben i dioptrickými brýlemi.



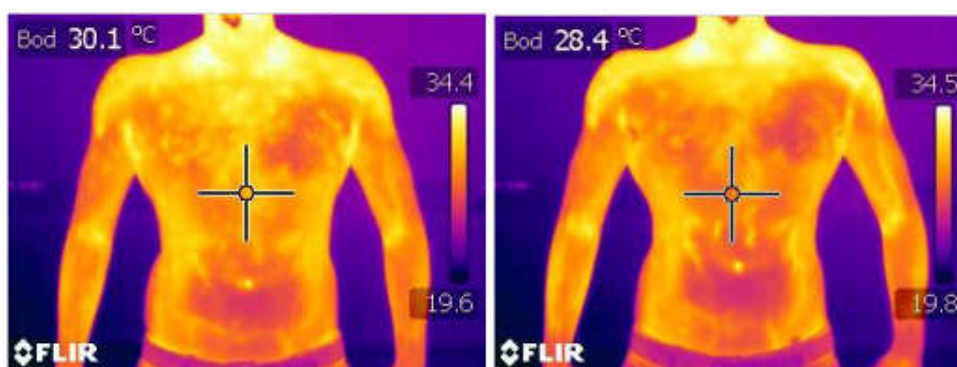
Obrázek 23 Vlevo vliv ochlupení, vpravo snímek se slunečními brýlemi.



Obrázek 24 Vlevo snímek rukou po použití zaškrcovadla. Vpravo zůstatek otisku dlaně na stěně.

Ostatní vlivy, které budeme ověřovat, můžeme nazvat jako vlivy vnitřní, jelikož budeme pracovat s metabolismem a změnou průtoku krve v těle. Pomocí zaškrcovadla byl na dobu 1minuty omezen průtok krve v pravé ruce, viz. obr 24 vlevo. Ale na první pohled nelze zpozorovat žádné výrazné rozdíly mezi pravou a levou rukou. V pravé části obrázku je ukázka tepelné vodivosti a absorpce záření ve stěně. Obě ruce byly nejdříve přiloženy ke stěně a levá byla následně posunuta pryč. Lze krásně pozorovat otisk ruky na stěně, která převzala část energie z přiložené dlaně.

Dále provedeme sérii měření při změně metabolismu, tedy provedeme zátěžový test stávající se ze dvou sérií cviků (30 kliků, 30 sedlehů), pro zahřátí svalů. Došlo ke zvýšení teploty v oblasti ramenou, v oblasti břišních svalů je zvýšení teploty téměř zanedbatelné.



Obrázek 25 Termogram vlevo před cvičením, vpravo po cvičení.

8 Návrh optimálního postupu termografického vyšetření

Jak už zde bylo mnohokrát uvedeno, vlastnosti a parametry snímané scény jsou ovlivněné mnohými dalšími okolnostmi. Při samotném termovizním vyšetření je nutné dodržet určité specifické podmínky, aby nedošlo k zavádějícím výsledkům jako například ke změně teplotního reliéfu. Vyžaduje se tedy provádět vyšetření za standardních podmínek.

8.1 Péče o pacienta

Před vyšetřením je nutno pacienta aklimatizovat po dobu 15 až 20 minut na teplotu vyšetřovny, kde teplota má být v rozmezí od 19° C do 22 °C. Snad ve všech případech je vyšetřovaná oblast obnažena. Na některých částech těla mohou vznikat otlačeniny z oblečení (např. z ponožek, podprsenky) a je tedy nutné počkat vhodně dlouhou dobu, aby se tyto otlačeniny vstřebaly a negativně neovlivnily měření. Pacient musí mít uvolněné svalstvo, jelikož při fyzické námaze by se zvyšovaly metabolické pochody v těle pacienta a ty by ovlivňovaly výslednou scénu. Dalším faktorem zavádějící zkreslení snímané oblasti je ochlupení pokožky, jelikož vlasy i chlupy velmi špatně vedou teplo, proto by se měla před úkonem oholit. Nežádoucí vliv mají také kosmetické přípravky jako jsou make-up, pudr, tělová mléka. Kontraindikací jsou i nemoci jako je chřipka, angína nebo např. nachlazení, nemoci, kdy tělo proti nim bojuje zvýšenou teplotou svého jádra.

8.2 Vyšetřovací místnost

Jak plyne z výše uvedeného textu, teplota ve vyšetřovací místnosti by měla být konstantní a ideálně v rozmezí 19 °C až 22 °C. Místnost by měla být vybavena teploměrem, barometrem a vlhkoměrem, protože veličiny měřené těmito přístroji zásadně ovlivňují snímanou scénu a některé softwary je vyžadují jako vstupní parametry pro další zpracování dat.

Je-li teplota okolního vzduchu blízká tělesné teplotě, pak termogram těla není dostatečně kontrastní s pozadím. Příčinou toho je snížená výměna tepelné energie mezi kůží pacienta a okolím. Naopak pokud je teplota v místnostech příliš nízká (pod 20 °C), dojde k velkému výdeji tepla z pacienta vlivem zvýšené konvekce a vodivosti. To se projeví nežádoucími vegetativními změnami. Výdej tepla konvekcí hraje velmi důležitou roli v tepelné výměně, proto jakékoliv proudění vzduchu v adaptační a vyšetřovací místnosti by mělo být zcela omezeno.

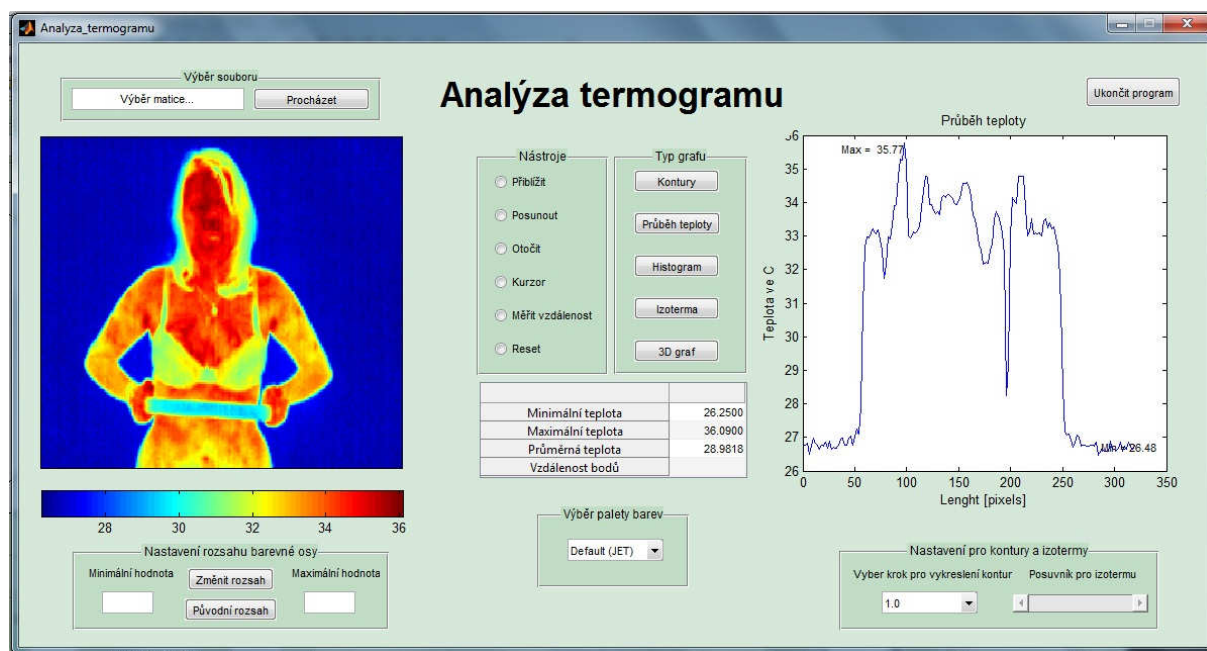
Je také třeba vyloučit přímé sluneční záření, neboť je nutno zachytit jen záření emitované nikoli také pohlcené. Také jiné zářiče, přímý sluneční svit na povrch těla pacienta a klimatizace mohou ovlivnit výsledný termogram. Tyto vyšetřovací prostory by měly být ideálně bez oken, dobře uzavřeny a s umělým osvětlením, nejlépe se zářivkami. Vytápění by bylo vhodné aplikovat plošně.

Další důležitým parametrem je vzdálenost měřeného objektu a kamery, tato vzdálenost by měla být vždy známa.

9 Funkce a popis realizovaného programu v prostředí Matlab

V praktické části diplomové práce byl realizován program zpracovávající soubory s hodnotami teplot v reliéfu snímané scény. Program převádí hodnoty teplot do barevného spektra, vykresluje je a následně analyzuje. Pro lepší přehlednost a ovladatelnost je program realizován v grafickém prostředí GUI v Matlab R2010b.

Snímky získané termokamerou jsou převedeny do počítače a pomocí programu FLIR QuickReporter 1.2 SP2 je vygenerován excelovský soubor, který obsahuje 320 x 240 prvků. Každý prvek představuje hodnotu naměřené teploty povrchu snímané scény.



Obrázek 26 Grafické rozhraní realizovaného programu.

9.1 Výběr dat

Po stisknutí tlačítka "Procházet" se pomocí příkazu `uigetfile('*.pripona;', 'data file')` otevře dialogové okno, ve kterém si uživatel vybere soubor, se kterým chce pracovat. Takto lze vybrat excelovský soubor s příponou `xlsx`, a pomocí funkce `importdata` je soubor uložen do proměnné s názvem `matice`.

```
[filename, pathname, filterindex] = uigetfile('*.xlsx;', 'data file');  
matice=importdata([pathname filename], 'r');
```

Po výběru datového souboru jsou automaticky vykresleny první dva grafy. V osách `axes1` je vykreslen obrázek pomocí funkce `imagesc` (obr. 26). Tato funkce transformuje data a zobrazí je

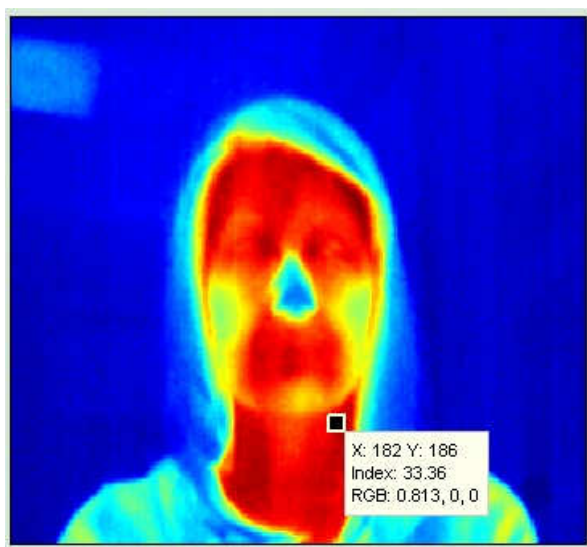
jako objekt image. Druhý graf je vykreslen v osách axes2 příkazem `mesh`, která vykreslí barevnou trojrozměrnou síť, přičemž hodnoty z matice se vynášejí na osu z. Zároveň s vykreslením grafů je zobrazena tabulka obsahující minimální, maximální a průměrnou hodnotu teploty vybraného souboru.

```
%axes1
axes(graf1);
imagesc(matice);
set(gca,'xtick',[],'ytick',[]); axis fill;
colormap('default');
colorbar('Location','SouthOutside');

%axes2
axes(graf2);
mesh(graf2,B); axis tight;
colormap('default');

%tabulka
min_t = min(min(B));
max_t = max(max(B));
prumer_t = mean(mean(B));

dat = {min_t; max_t; prumer_t};
set(tabulka,'Data',dat);
```



Obrázek 27 Vykreslení pomocí funkce `imagesc`.

9.2 Změna rozsahu barevné osy

Pod prvním grafem se nachází panel pro změnu rozsahu barevné osy. Změna rozsahu barevné osy umožňuje nastavit způsob, jakým Matlab transformuje datové hodnoty na jednotlivé položky z mapy barev. Implicitně přiřazuje Matlab minimální datové hodnotě první položku mapy barev a maximální hodnotě dat poslední položku mapy barev. Takto je dosaženo využití celého rozsahu barev. To lze změnit nastavením `cmin` a `cmax` na požadovanou hodnotu jejich vepsáním do edit textu a následným stisknutím tlačítka "Změnit rozsah". Potom je `cmin` přiřazena první položka mapy barev a `cmax` je přiřazena poslední položka mapy barev. Data s menší hodnotou než `cmin` se

zobrazují se stejnou barvou jako `cmin`, to platí i pro data s vyšší hodnotou než `cmax`. Tlačítko "*Původní rozsah*" vrací `cmin` a `cmax` na původní hodnoty, tedy přiřazuje jim hodnotu `cmin` minimální hodnotu ze souboru a `cmax` se rovná maximální hodnotě obsažené v souboru dat.

Těmito změnami rozsahu teplot termografické stupnice lze zvýraznit oblasti termogramu, které se nachází v námi hledaných teplotních rozmezích.

```
cmin = str2double(get(handles.cmin_edit, 'String'));
cmax = str2double(get(handles.cmax_edit, 'String'));
clims = [cmin cmax]
axes(handles.axes1);
imagesc(matice, clims);
```

9.3 Panel "Nástroje"

Panel "*Nástroje*" obsahuje šest tlačítek typu `radiobutton` a díky nim lze s obrázky a grafy provádět následující úkony: přiblížení (oddálení), posouvání obrázku, např. je-li přiblížen a nevejde se celý do grafického okna, otočení trojrozměrného obrázku, aktivovat kurzor funkcí `datacursormode on`, která při označení bodu v termogramu, zobrazí panel, který zobrazuje informace o souřadnicích vybraného bodu, poté hodnotu „index“, která udává teplotu v daném bodě ve °C. Poslední položkou je zastoupení jednotlivých rgb barev v daném bodě termogramu. Funkce `zoom` a `posunutí` jsou povoleny pouze pro osy grafu číslo 1, tedy pro `axes1`. Poslední tlačítko s názvem "Reset" vypne možnost přiblížení, rotace i posouvání.

```
% --- Executes on button press in zoom_radiobutton.
function zoom_radiobutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global graf2
z=zoom;
set(z, 'Motion', 'Both', 'Enable', 'on');
setAllowAxesZoom(z, graf2, false);

% --- Executes on button press in posunut_radiobutton.
function posunut_radiobutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global graf1 graf2
p=pan;
set(p, 'Motion', 'Both', 'Enable', 'on');
setAllowAxesPan(p, graf2, false);

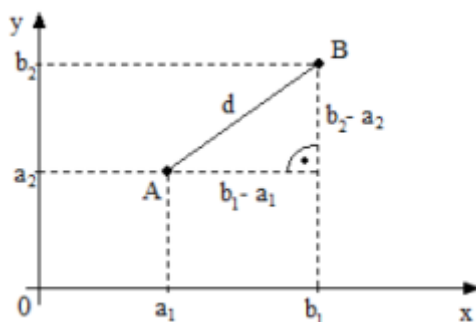
% --- Executes on button press in rotate_radiobutton.
function rotate_radiobutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global graf1 graf2
rotate3d(graf2, 'on');

% --- Executes on button press in kurzor_radiobutton.
function kurzor_radiobutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
datacursormode on;

% --- Executes on button press in reset_radiobutton.
function reset_radiobutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global graf1 graf2
zoom out; rotate3d off; pan off;
```

9.3.1 Měření vzdálenosti dvou bodů

Program je schopen určit vzdálenost vybraných dvou bodů. To lze provést po stisknutí tlačítka "Měřit vzdálenost" také umístěného v panelu "Nástroje". Toho lze využít pro zjištění přibližné velikosti patologického ložiska. Vzdálenost je dána indexy jednotlivých bodů. Využitím Pythagorovy věty (viz. obr. 26) můžeme získat jejich vzájemnou vzdálenost $d = \sqrt{\sum_{i=1}^n (a_i - b_i)^2}$.



Obrázek 28 Vzdálenost dvou bodů v prostoru

Takto získaný výsledek udává vzdálenost dvou bodů v pixelech, což není moc užitečné. Pro získání skutečné vzdálenosti bodů v centimetrech je nutné provést před samotným měřením kalibraci. Na velikost snímané scény a převod pixelů na centimetry hraje velkou roli vzdálenost objektu od kamery. Aby se nemusela vždy do programu zadávat tato vzdálenost, je postačující když se například na zeď v blízkosti pacienta umístí měřítko se známou délkou. V našem případě bylo použito pravítko délky 30 cm. Po stisknutí tlačítka "Měřit vzdálenost" se objeví grafický kříž. Nejdříve se provede kalibrace a to tím že se změří délka měřítka. Tím získáme jakousi referenční hodnotu, která je uložena do proměnné vzdálenost_ref. Nyní se znovu objeví grafický kříž, kterým teď vybereme dva body, jejichž vzdálenost chceme znát, získáme tak výsledek v pixelech v proměnné vzdálenost_px. Nyní ze získaných hodnot je proveden přepočít na centimetry podle vzorečku:

$$vzdálenost_{cm} = \frac{délka\ měřítka * vzdálenost_v_pixelech}{referenční\ vzdálenost\ v\ pixelech} \quad (6)$$

V našem případě se délka měřítka rovná 30 cm a tato hodnota je pevně nastavena v programu. V případě, že použité měřítko bude mít jinou velikost je nutné to v programu změnit. Výsledná vzdálenost je zobrazena v tabulce ve čtvrtém řádku Vzdálenost bodů.

```
% --- Executes on button press in vzdálenost_radiobutton.
function vzdálenost_radiobutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vzdálenost_cm dat tabulka min_t max_t prumer_t
set(handles.kurzor_radiobutton,'value', 0);
set(handles.posunout_radiobutton,'value', 0);
set(handles.zoom_radiobutton,'value', 0);
set(handles.rotate_radiobutton,'value', 0);
set(handles.reset_radiobutton,'value', 0);
ginput(2)
```

```

vzdalenost_ref = VzdalenostBodu(ans);
ginput(2)
meritko = 30;
vzdalenost_px = VzdalenostBodu(ans);
vzdalenost_cm = (meritko*vzdalenost_px)/vzdalenost_ref
dat = {min_t; max_t; prumer_t; vzdalenost_cm};
set(tabulka, 'Data', dat);

```

9.4 Typ grafu

V panelu "*Typ grafu*" si může uživatel zvolit jakým způsobem chce vybraná data zobrazit v oblasti axes2.

Tlačítko "*Kontury*" provede vykreslení dat funkcí `contour`, která spojuje body se stejnou teplotou. Po stisknutí se aktivuje `popupmenu2`, který umožní výběr teplotního kroku pro vykreslení vrstevnic. Teplotní krok lze vybírat ze tří možností: 1, 0.5 a 0.1 °C.

```

% --- Executes on button press in contour_pushbutton.
function contour_pushbutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global popup2 B i graf2 min_t max_t

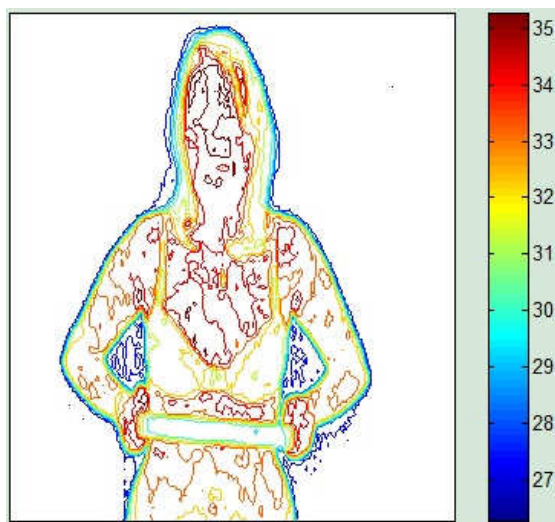
i = min_t:1:max_t;
contour(graf2,B,[i i]); colorbar;
set(graf2,'xtick',[],'ytick',[]) % vypne popisky os
set(popup2,'enable','on');

% --- Executes on selection change in popupmenu2.
function popupmenu2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global B j step graf2 min_t popup2 max_t

pom2 = get(popup2,'Value');
switch pom2
    case{1}
        step = 1.0;
        j = min_t:step:max_t;
        contour(graf2,B,[j j]);colorbar;
        set(graf2,'xtick',[],'ytick',[]);
    case{2}
        step = 0.5;
        j = min_t:step:max_t;
        contour(graf2,B,[j j]);colorbar;
        set(graf2,'xtick',[],'ytick',[]);
    case{3}
        step = 0.1;
        j = min_t:step:max_t;
        contour(graf2,B,[j j]);colorbar;
        set(graf2,'xtick',[],'ytick',[]);

end

```

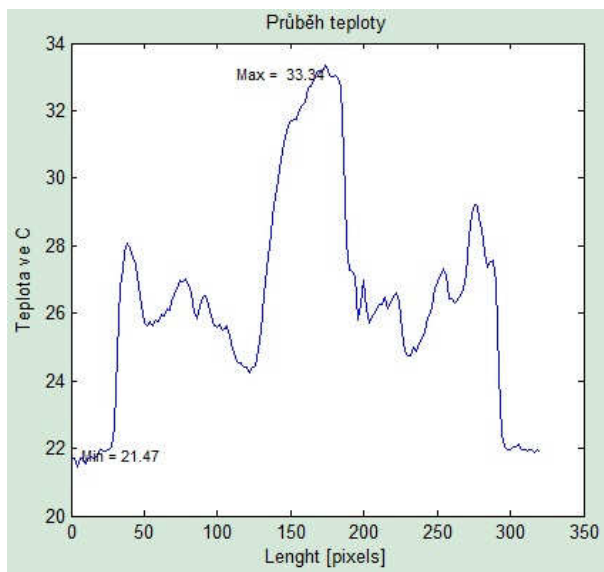
Obrázek 29 Vykreslení pomocí funkce `contour` s teplotním krokem 1.

Tlačítko "*Průběh teploty*" vykreslí průběh teploty v jednom řádku matice. Ten je interaktivně vybrán uživatelem pomocí funkce `ginput`. Ta vrací souřadnice vybraného bodu, y-ová souřadnice je uložena do proměnné `xxdata` a pomocí funkce `round` zaokrouhlena na celé číslo. Funkcí `plot` je vykreslen graf, kde na x-ové ose je vynesena velikost obrázku (matice) v pixelech a na y-ose je každému pixelu přiřazena hodnota teploty.

```
% --- Executes on button press in prubeh_pushbutton.
function prubeh_pushbutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global B graf2
hold off
ginput(1)
xxdata=ans(1,2)
xdata = round(xxdata)
ydata = B(241-xdata,:);
h=plot(graf2,ydata);

x = get(h,'xdata');           % Get the plotted data
y = get(h,'ydata');
imin = find(min(y) == y);     % Find the index of the min and max
imax = find(max(y) == y);
text(x(imin),y(imin),['Min = ',num2str(y(imin))],...
     'VerticalAlignment','bottom',...
     'HorizontalAlignment','left',...
     'FontSize',8,'Parent',graf2)
text(x(imax),y(imax),['Max = ',num2str(y(imax))],...
     'VerticalAlignment','top',...
     'HorizontalAlignment','right',...
     'FontSize',8,'Parent',graf2)
title(graf2,'Průběh teploty');
axis tight;xlabel(graf2,'Lenght [pixels]');ylabel(graf2,'Teplota');
```


Po vykreslení daného průběhu teploty program nalezne minimální a maximální hodnotu teploty křivky a označí tyto body v grafu.

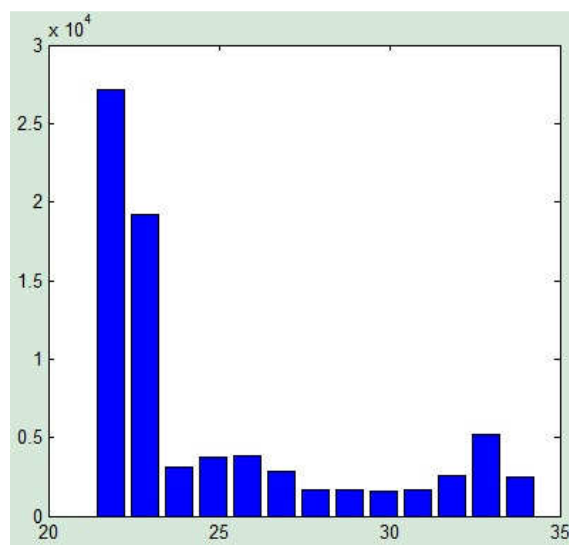


Obrázek 30 Zobrazení průběhu teploty v dané rovině

Tlačítko "Histogram" vykreslí graf znázorňující četnost zastoupení jednotlivých teplot.

`[k,l] = hist(B(:),nb);` nekreslí grafy, ale vrací vektory k a l, které obsahují počty frekvencí a umístění sloupců, takže histogram lze pak vykreslit příkazem `bar(l,k)`.

```
% --- Executes on button press in hist_pushbutton.
function hist_pushbutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global B min_t max_t graf2
hold off
nb = max_t - min_t;
[k,l] = hist(B(:),nb);
hb = bar(graf2,l,k,'b','grouped')
```



Obrázek 31 Histogram

Tlačítko "Izoterma" slouží k zvýraznění bodů se stejnou hodnotou teploty. V prvním kroku vykreslí obrázek pomocí funkce `contour` a odstínech šedé barvy a aktivuje posuvník, který plynule mění hodnotu zvýrazněné teploty v obrázku v rozsahu od minimální po maximální hodnoty.

```
% --- Executes on button press in izoterma_pushbutton.
function izoterma_pushbutton_Callback(hObject, eventdata, handles)
global B min_t max_t graf2 min_t_iz max_t_iz i_iz popup1 slider1

min_t_iz = round(min_t);
max_t_iz = round(max_t);
i_iz = min_t_iz:1:max_t_iz;
hold off
contour(graf2,B,[i_iz i_iz]);
set(popup1,'Value',3);
colormap('gray');
colorbar('peer',handles.axes2);
set(graf2,'xtick',[],'ytick',[]); % vypne popisky os

%aktivovat slider1
hold on
slidermin = -1 ;
slidermax = max_t_iz - min_t_iz ;
sliderstep = [0.1 1];
set(handles.slider1,'enable','on');
set(slider1,'Min',slidermin,'Max',slidermax,'Sliderstep',sliderstep);

% --- Executes on slider movement.
function slider1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global previous_val B min_t_iz graf2

val_1 = get(hObject,'Value');
val_2 = val_1 + min_t_iz;
val_3 = round(val_2);

axes(graf2);
contour(graf2,B,[previous_val previous_val],'LineWidth',1);
contour(graf2,B,[val_3 val_3],'LineWidth',1,'LineColor','r');
previous_val = val_3;
```



Obrázek 32 Zvýraznění izoterm.

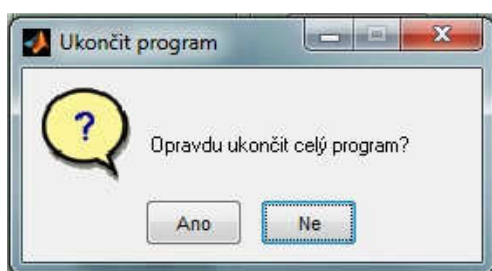
9.5 Paleta barev

U všech typů grafů lze zobrazit teplotní rozsah příkazem `colorbar`, který zobrazí barevné měřítko. Změna palety barev se provádí pomocí příkazu `colormap` a jednotlivé palety lze vybírat v `popup menu`. Na výběr jsou tyto čtyři možnosti: Jet (nastavena defaultně), Hot, Gray, Copper. Při označení jedné z předdefinovaných barevných palet dojde ke změně skládání barev, respektive ke změně barevné škály termogramu, ale také k přizpůsobení termografické stupnice k této škále barev.

```
function popupmenu1_Callback(hObject, eventdata, handles)
pom = get(handles.popupmenu1, 'Value');
switch pom
case {1}
    colormap(handles.axes1, 'default');
    colormap(handles.axes2, 'default');
case {2}
    colormap(handles.axes1, 'Hot');
    colormap(handles.axes2, 'Hot');
case {3}
    colormap(handles.axes1, 'Gray');
    colormap(handles.axes2, 'Gray');
case {4}
    colormap(handles.axes1, 'Copper');
    colormap(handles.axes2, 'Copper');
end
```

Celý program lze ukončit pomocí tlačítka typu radiobutton s názvem Ukončit program, kdy se ale před samotným zavřením okna GUI nejdříve zeptá uživatele, zda-li se opravdu chystá program ukončit. Na výběr jsou dvě možnosti: Ano x Ne, přednastavená odpověď je Ne.

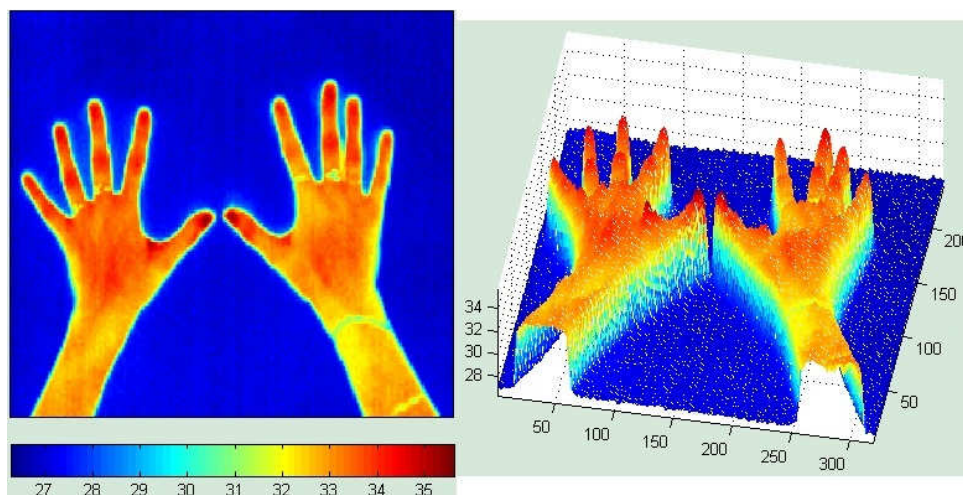
```
options.Interpreter = 'tex';
options.Default = 'Ne';
qstring = 'Opravdu ukončit celý program?';
choice = questdlg(qstring, 'Ukončit program', 'Ano', 'Ne', options)
switch choice
    case 'Ano'
        close(handles.figure1);
    case 'Ne'
        set(handles.konecbutton, 'value', 0);
end
```



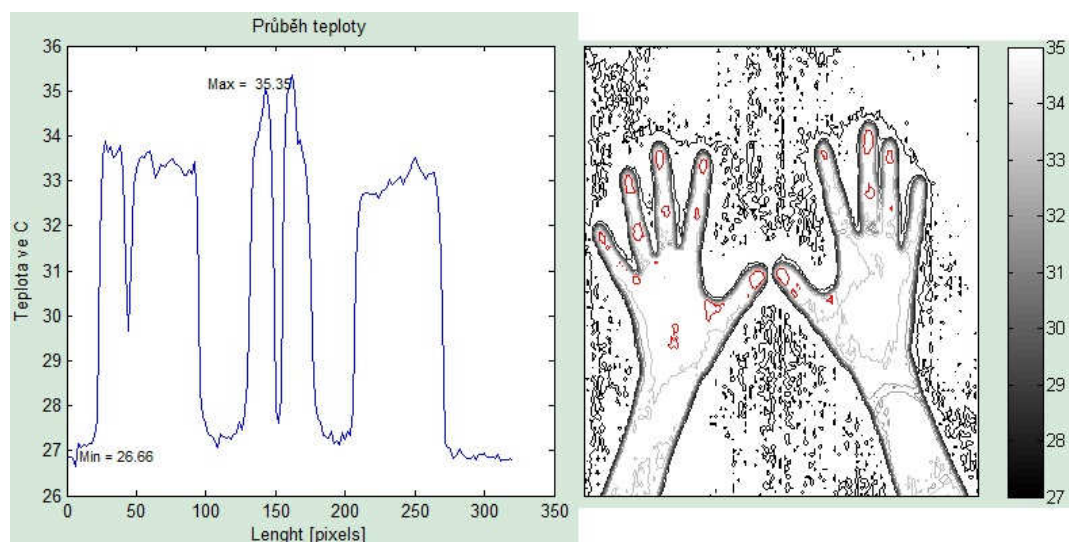
Obrázek 33 Ukončení programu.

10 Vyhodnocení termogramů

Pomocí realizovaného programu lze provést vyhodnocení pořízených termogramů. Bohužel se v době měření nenalezl objekt, který by měl nějaké zdravotní potíže způsobující změnu povrchové teploty. Z tohoto důvodu je pro názornost vyhodnocován snímek pořízený po omezení průtoku krve v pravé ruce.



Obrázek 34 Výstupní obrázky z vytvořeného programu pro vyhodnocení vlastností snímání scény.



Obrázek 35 Průběh teploty v úrovni palců na rukou a zobrazení izotermy pro $t = 25$ st. C.

Ze všech výstupů lze jednoznačně říci, že teplota v pravé ruce je nižší než teplota v ruce levé. Což je očekávaný výsledek vzhledem k omezení průtoku krve touto končetinou. Minimální hodnota teploty byla $26,27^{\circ}\text{C}$, maximální $35,61^{\circ}\text{C}$ a průměrná $28,7^{\circ}\text{C}$. Pomocí izoterm lze prokázat, že levá ruka obsahuje více bodů s vyššími teplotami než pravá ruka. Tuto informaci potvrzuje i graf průběhu teploty.

11 Závěr

Tato práce pojednává o využití termografických systému v medicíně. Pomáhá objasnit a upozornit na výhody, nevýhody, klady a zápory a míru využitelnosti jak pro běžnou veřejnost tak pro odbornou praxi.

Teoretická část této práce se zabývá fyzikálními vlastnostmi a popisem infračerveného záření, které se nachází všude kolem nás, protože každé těleso, každý předmět, i člověk, je zdrojem tohoto záření. Jedná se o záření pro lidské oko neviditelné. Zařízení, která nám umožňují jeho zviditelnění se nazývají termovizní kamery nebo termovizní systémy. Jedním z cílů práce byla specifikace vlastností a parametrů dnešních kamer. Pro medicínské účely je doporučeno rozlišení termovizní kamery 320 x 240 pixelů. Většina informací týkající se techniky, senzorů a termokamer byla získána z technických dokumentací, návodů a prospektů firem nebo společností, které se termovizní technikou zabývají. Bohužel ve většině případů šlo o průmyslové kamery, nikoli o kamery určené pro medicínské účely. Už z toho lze usuzovat, že termografie v oblasti zdravotnictví zatím není v České republice příliš rozšířená.

Vyšetření termovizní kamerou lze doporučit jako pomocnou diagnostickou metodu v různých lékařských oborech. Své uplatnění nachází především v oblasti onkologie při detekci a nádorových ložisek v prsou, ve sportovní medicíně k detekci zánětových stavů ve svazech a kloubech, v revmatologii, oftalmologii a dokonce i při operativních zákrocích na sálech, např. jako doplňková metoda kontroly funkčnosti ablačních nástrojů, kdy se monitoruje rychlost a způsob prohřívání tkáně a také teplotní rozdíl v koagulované a okolní tkáni. Mezi klady můžeme přiřadit malou náročnost samotného vyšetření, které nemá žádné vedlejší ani škodlivé účinky pro organismus, poměrně dobrou rozpoznatelnost poranění, bohužel spíše akutního, dále neinvazivnost metody, pro kterou by byla více preferována běžnou populací. Nevýhodou zůstává špatná dostupnost vyšetření, složité laboratorní podmínky, nutná stálost vnějšího prostředí a vysoká nákupní cena kamery. Přesto by samotná cena nemusela být takový problém, protože má minimální náklady na svůj provoz a není potřeba neustále dokupovat nějaké příslušenství nebo spotřební materiál.

Kapitola 4 je věnována popisu rozložení teploty na povrchu lidského těla. Lidské tělo se chová podobně jako černé těleso, samo je zdrojem infračerveného záření v rozsahu 4 až 50 μm , ale nejvíce dochází k vyzařování energie na vlnové délce kolem 10 μm . Z teoretických poznatků vychází, že povrch lidského těla má koeficient emisivity 0,98 až 0,99, tudíž se chová jako téměř dokonalé absolutně černé těleso.

V praktické části byla provedena série měření pro demonstraci vlivu některých parametrů okolního prostředí na výslednou snímanou scénu. Z výsledků byl navržen optimální postup pro vyšetření termokamerou, byly stanoveny základní požadavky pro péči o pacienta, před samotným vyšetřením i během něj, a byly stanoveny požadavky na vyšetřovací místnost. Standardní podmínky ve vyšetřovací místnosti jsou nutné i pro možnost opakování vyšetření. Porovnání snímků získaných

za různých podmínek není přesné a věrohodné. Pokud je ke správné diagnostice zapotřebí srovnání např. se zdravou končetinou, je nutné odhalit i tu. Při hodnocení teploty nad vyšetřovanou oblastí je třeba srovnat s teplotou symetrické partie na opačné straně, s teplotou okolní tkáně a také s klinickým nálezem. Fyziologický teplotní rozdíl symetrických partií by neměl být vyšší než 0,5 °C při normálním prokrvení.

Hlavním úkolem práce byla realizace programu schopného analyzovat nasnímaný termogram. Program byl vytvořen v grafickém prostředí Matlab R2010b a představuje různé způsoby zobrazení teplotního reliéfu, což vede k vyšší efektivitě a vyšší schopnosti analyzovat a detekovat např. nějaké patologické stavy organismu. V první části programu je vybrán excelovský soubor obsahující hodnoty teplot a tento soubor je vykreslen jako normální termografický snímek a zároveň jako trojrozměrný obrázek. Trojrozměrná mapa povrchu lidského těla umožňuje jiný pohled na rozložení teploty na povrchu těla. Dále je program schopen vykreslit izotermy, tedy vyznačit body se stejnou teplotou a soustředí se tak na požadovanou oblast zájmu. Stejná funkce je použita pro vykreslení kontur, ale s tím rozdílem, že zde jde vybrat teplotní krok a jsou vykresleny všechny zastoupené teploty. K analýze a diagnostice velmi pomáhá porovnávání symetrických částí těla, např. je-li nějaký problém s levou rukou je výhodné a velmi přínosné její porovnání s rukou pravou. To lze provést pomocí zobrazení průběhu teploty ve vybrané rovině těla. V případě zdravého člověka by výsledná křivka měla být souměrná pro pravou a levou polovinu těla. Důležitou funkcí je měření vzdáleností dvou bodů, což nám umožňuje změřit přibližnou velikost např. nádorového ložiska nebo míru poškození svalů atd. Samozřejmostí je určení teploty v každém vybraném bodě a její zobrazení a také zobrazení minimální, maximální a průměrné teploty celé snímané scény. Jednou z možností grafické úpravy termogramů je nastavení aditivního míchání barev pro jednotlivé barevné palety pomocí příslušného pop-up menu. Další úprava spočívá v nastavení minimální a maximální teploty v termografické stupnici, která určuje přiřazení barev konkrétním teplotám.

Na závěr lze říci, že cíle práce byly splněny, byla zde popsána problematika využití infračervených kamer v medicíně, byl stanoven postup termografického vyšetření a vytvořen program pro zpracování termogramů. Program slouží k ukázce jiných možností vyobrazení snímané scény a jejího zpracování.

Použitá literatura

- [1] HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V. : *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Neptun, 2001. 394 s. ISBN: 80-902896-1-4.
- [2] SVATOŠ, J. [i] Zobrazovací systémy v lékařství.[/i] Vyd. 2. Praha: ČVUT, 1998. 224 s. ISBN 80-01-01873-3.
- [3] DVOŘÁK, D. [i] Vybrané kapitoly z teoretické fyziky.[/i] Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2003. 68 s. ISBN 80-7042-877-5, 978-80-7042-877-1.
- [4] HRAZDIRA, I., MARYŠKOVÁ, V. *Termovize – její současný význam pro lékařskou diagnostiku*. In: Lékař a technika, Praha, 1999, CLS J.E.Purkyně, roč. 30, č. 5, s. 117-120, ISSN 0301- 5491.
- [5] HALLIDAY, D., RESNICK, R., WALKER, J.: *Fyzika- Mechanika a termodynamika 2. část*, Praha a Brno, VUTIUM a PROMETHEUS, 2000, 246 s., ISBN 80-214-1868-0.
- [6] ANONYMOUS: The ultimate infrared handbook for R&D professionals. A resource Guide for Using Infrared in the Research and Development Industry. FLIR.
- [7] ANONYMOUS: Technical Series. Application Note for Research & Science. Automated Computer Diagnosis of IR Medical Imaging. FLIR.
- [8] ZEMBOL, F. *Analýza parametrů infračerveného zobrazení: bakalářská práce*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 56 s., 1 příl. Vedoucí bakalářské práce: Ing. Petr Čech.
- [9] DRASTICH, A.: *Netelevizní zobrazovací systémy*. Brno: VUT v Brně, FEI, ÚBMI, 2001. 174 s. ISBN: 80-214-1974-1.
- [10] DRASTICH, A.: *Klasické zobrazovací systémy v medicíně a ekologii*. E-learning ÚBMI FEKT VUT Brno, 2008.
- [11] AMMER, K., RING,E.: *The technique of Infra red Imgaing in Medicine* [cit 2010-04-07] Dostupné z WWW: <http://www.ebme.co.uk/arts/thermog/>
- [12] ANONYMOUS, FLIR system, *ThermaCAM Reporter - user's manual*, Professional Edition. Version 8.1, publ.No. 1558567, Language English, 2007.
- [13] VOJÁČEK, A.: *Co jsou bolometry a mikrobolometry?* [online], <http://automatizace.hw.cz/mereni-a-regulace/ART196-co-jsou-bolometry-amikrobolometry.html> , [cit. 15.5.2009].
- [14] IMRAMOVSKÝ, M.,PENHAKER, M.: *Zdravotnické elektrické přístroje 1; VŠB-TUO*, 2007
- [15] SANDHAM, J: *Medical termography* [cit 2010-05-05] Dostupné z WWW: <http://www.comp.glam.ac.uk/pages/staff/pplassma/MedImaging/Resources/The%20Technique%20.pdf>
- [16] MLČÁK, R., PAVELEK, M.: *Mapování teplotních polí na povrchu lidského těla pomocí termovizní kamery*. Odbor termomechaniky a techniky prostředí, Energetický ústav, VUT v Brně.

- [17] < <http://compex.zdravi-cz.eu/sauna-oblek-ph2a.php> > [on-line]
- [18] *Infračervené záření* [cit. 2009-12-05] Dostupné z WWW: <http://www.paladix.cz/clanky/co-to-je-a-jak-se-chova-infracervene-zareni.html?PLXID=847176b89f8e10fb842b3ac93c0617ca>
- [19] FLORES-SAHAGUN, J.H., VARGAS, J.V.C, MULINARI - BRENNER, F.A.: *Analysis and diagnosis of basal cell carcinoma via infrared imaging*. Infrared Physisc & Technology. 2010
- [20] STEKETEE, J.: *Spectral emissivity of Skin and Pericardium*. 1973
- [21] STAVRATJEV, M.: *Infračervené záření v medicíně*. In: *Acta universitatis palackianae olomouensis – tom.72 facultatis medicae*, 1974
- [22] IVANITSKII, G. R.: *Thermovision in medicine.*, IN Herald of the Russian Academy of Sciences, 2006, Vol. 76, No. 1, pp. 44–53. ISSN 1019-3316
- [23] HAIRONG, Q., DIAKIDES, N.A.,: *Thermal Infrared Imaging in Early Breast Cancer Detection*. in Engineering in Medicine and Biology Society, 2003., chapter 6, ISSN : 1094-687X
- [24] < http://www.breastthermography.com/breast_thermography_proc.htm > [on-line]
- [25]<<http://www.infraredcamerasinc.com/Medical-Imaging-Photo-Gallery/Medical-Thermal-Imaging-Photo-Gallery.html>> [on-line]

Seznam příloh

Příloha I	Návod na obsluhu programu, 2 str.
Příloha II	Realizovaný program, příloha na CD, které obsahuje tyto soubory: Analyza_termogramu.m, Analyza_termogramu.fig, tmp.xlsx (příklad excelovského souboru s hodnotami teplot) VzdalenostBodu.m (funkce pro měření vzdálenosti dvou bodů) tmp.jpg (původní snímek z termokamery)

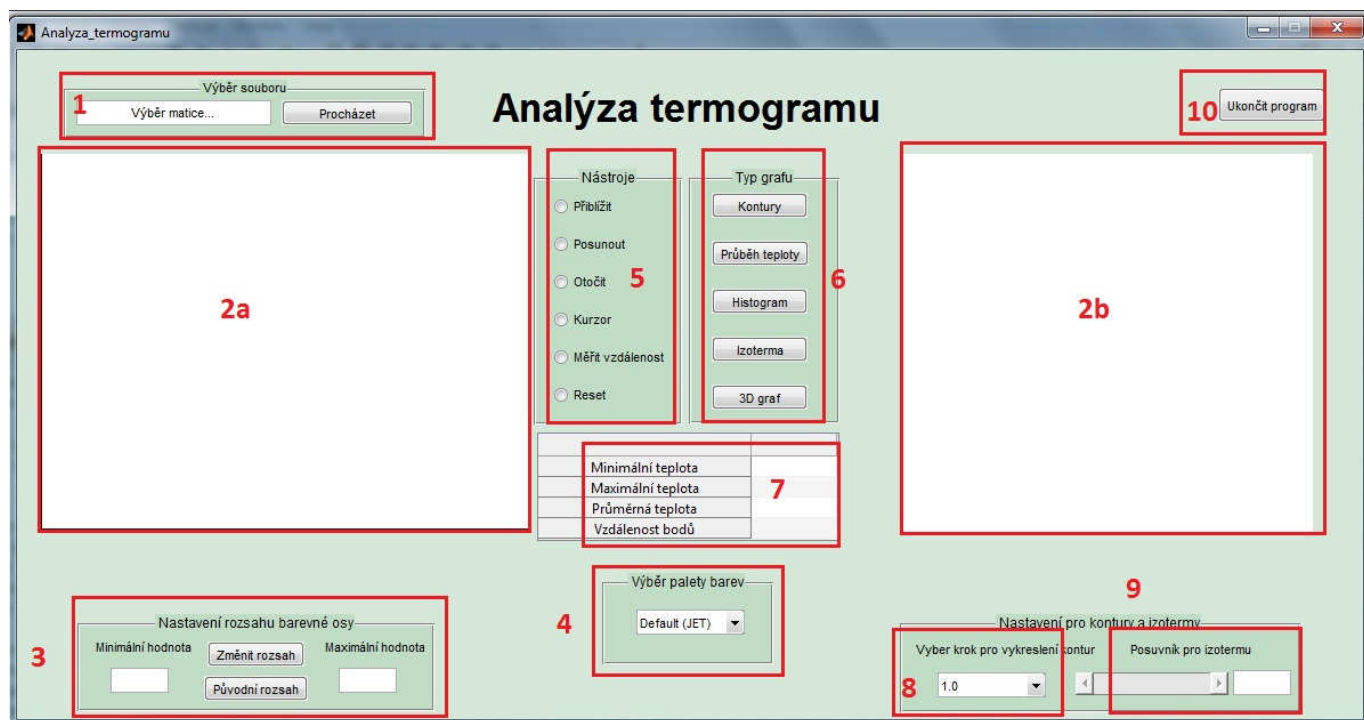
Návod k obsluze programu

Tato příloha obsahuje návod k obsluze realizovaného programu a postup pro zajištění správné činnosti všech jeho funkcí. Návod je popsán v následujících krocích, které jsou zároveň graficky znázorněny na obr. 1 na následující straně.

Program se otevře pomocí souboru Analyza_termogramu.m a jeho spuštění se provede klávesou F5. Poté se zobrazí grafické rozhraní programu jako na obr.1.

1. Prvním krokem je výběr a načtení matice dat pomocí tlačítka **"Procházet"**.
2. Vybraná data se zobrazí v oknech 2a (tady se data vykreslují pomocí funkce imagesc) a 2b (tady se vykreslí trojrozměrný obrázek pomocí funkce mesh).
3. Nastavení rozsahu barevné osy. Do editačních oken lze zapsat minimální a maximální hodnotu teploty pro nadefinování rozsahu teplot v termografické stupnici. Nastavení požadovaného rozsahu se provede stisknutím tlačítka **"Změnit rozsah"**. Stisknutí tlačítka **"Původní rozsah"** vrátí přenastavené hodnoty zpátky na původní.
4. Pomocí pop-up menu lze měnit palety barev, program umožňuje tyto pseudobarvy: Jet, která je nastavena defaultně, Hot, Gray a Copper. Vybraná paleta barev se aplikuje na obě grafické okna 2a,2b.
5. Panel Nástroje umožňuje základní operace s obrázky a grafy. Pokud chceme měřit vzdálenost dvou bodů je nutné nejdříve provést kalibraci. Po stisknutí tlačítka **"Měřit vzdálenost"** se objeví grafický kříž, kterým změříme velikost nějakého referenčního měřítka v obrázku (musí být v obrázku přítomno, jinak nelze měřit). Program je přednastaven pro 30 cm měřítko. Takto je vzdálenosti bodů v pixelech přiřazena hodnota v centimetrech a můžeme už pokračovat v našem měření.
6. V panelu Typ grafu lze vybrat způsob vykreslení dat v okně 2b.
 - Pokud je stisknuto tlačítko **"Kontury"** aktivuje se pop-up menu (č.8), které umožňuje vybrání konkrétního teplotního kroku (1, 0.5, 0.1 °C).
 - Stisknutím tlačítka **"Průběh teploty"** se opět objeví grafický kříž, kterým lze v okně 2a vybrat požadovanou rovinu, v které nás průběh teploty zajímá.
 - **"Histogram"** zobrazí histogram, četnosti zastoupení jednotlivých teplot.
 - Tlačítko **"Izoterma"** vykreslí graf pomocí příkazu contour a aktivuje posuvník (č. 9), který umožní kontinuální barevné zvýraznění izoterm.
 - **"3D"** vykreslí původní trojrozměrný obrázek.
7. Do tabulky jsou vypsány hodnoty minimální, maximální a průměrné teploty v souboru dat. A do posledního řádku se vypisuje naměřená vzdálenost bodů.

8. Aktivováno až po stisknutí tlačítka "**Kontury**" a slouží k výběru teplotního kroku.
9. Aktivováno až po stisknutí tlačítka "**Izoterma**", umožňuje výběr izotermy, jejíž aktuální hodnota se zobrazuje v editačním okně.
10. Tlačítko "Ukončit program" zavře GUI a tím ukončí program.



Obr. 1 Grafické rozhraní realizovaného programu.